Article published online: 2020-11-03

Personalisierte Computertomografie – automatisierte Abschätzung von Größe und Gewicht durch Simulation eines digitalen Zwillings mit einer 3D-Kamera und künstlicher Intelligenz

Personalized computed tomography – Automated estimation of height and weight of a simulated digital twin using a 3D camera and artificial intelligence

Autoren

Frederik Geissler[1, 2], Rafael Heiß[2], Markus Kopp[2], Marco Wiesmüller[2], Marc Saake[1, 2], Wolfgang Wuest[1, 2, 3], Andreas Wimmer[4], Veronika Prell[4], Michael Uder[1, 2, 3], Matthias Stefan May[1, 2, 3]

Institute

1 Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Erlangen, Deutschland
2 Radiologisches Institut, Universitätsklinikum Erlangen, Erlangen, Deutschland
3 Imaging Science Institute Erlangen, Deutschland
4 Siemens Healthcare GmbH, Forchheim, Deutschland

Key words

CT, machine learning, digital twin, 3D camera, automatic data collection

eingereicht 05.05.2020
akzeptiert 26.08.2020
online publiziert 03.11.2020

Bibliografie

Fortschr Röntgenstr 2021; 193: 437–445
DOI 10.1055/a-1253-8558
ISSN 1438-9029
© 2020. Thieme. All rights reserved.
Georg Thieme Verlag KG, Rüdigerstraße 14, 70469 Stuttgart, Germany

Korrespondenzadresse

Frederik Geissler
Radiologisches Institut, Universitätsklinikum Erlangen, Maximiliansplatz 3, 91054 Erlangen, Germany
Tel.: +49/91 31/8 54 56 36
Frederik.Geissler@uk-erlangen.de

ZUSAMMENFASSUNG

Ziele Ziel der Studie war es, einen Algorithmus zur Abschätzung von Größe und Gewicht der Patienten vor einer Computertomografie (CT) zu entwickeln und dessen Genauigkeit im klinischen Alltag zu evaluieren.

Material und Methoden Mit einer über dem Patiententisch montierten 3D-Kamera wurden Tiefenbilder von 200 Patienten aufgenommen und zusammen mit den Referenzwerten einer geeichten Waage und eines Maßbandes zum Trainieren eines maschinellen Lernalgorithmus verwendet. Dies erfolgte über die Anpassung eines Patienten-Avatars an die aufgenommenen Oberflächeninformationen. Der so entstandene automatische Algorithmus wurde dann prospektiv im klinischen Alltag an 101 Patienten angewandt und die Ergebnisse mit den gemessenen Referenzwerten, den Patientenangaben sowie den Schätzwerten durch das technische und ärztliche Personal verglichen. Der Body-Mass-Index wurde aus den erhobenen Werten für jeden Patienten mit der WHO-Formel berechnet. Um die Auswirkungen auf die Kontrastmittelmenge bei gewichtsabhängiger Dosierung abschätzen zu können, wurde eine Toleranz von 5 kg definiert.

Ergebnisse Die Unterschiede zwischen den erhobenen Werten für Größe, Gewicht und BMI waren für alle Methoden nicht signifikant ($p > 0{,}83$). Die genauesten Werte für das Gewicht wurden aus der Patientenangabe ($R^2 = 0{,}99$), gefolgt von der automatischen Erfassung über die 3D-Kamera ($R^2 = 0{,}89$), erzielt. Abschätzungen durch das medizinische Personal waren deutlich ungenauer (Radiologe: $R^2 = 0{,}78$; MTRA: $R^2 = 0{,}77$). Eine gewichtsabhängige Kontrastmitteldosierung mit den Werten der automatischen Abschätzung wäre im Vergleich zur Dosierung anhand der Referenzmessungen in 65 % der Fälle identisch gewesen. Analog wären bei einem Vorgehen basierend auf Schätzwerten des Personals 49 % der Patienten identisch dosiert worden.

Schlussfolgerung Die automatisierte Abschätzung von Größe und Gewicht mit einer 3D-Kamera kann durch ein digitales Zwillingsmodell mit hoher Präzision für die Untersuchungsplanung in der Computertomografie verwendet werden.

Kernaussagen:

- Patienten-Avatare können durch maschinelles Lernen aus 3D-Kameraaufnahmen berechnet werden.
- Die Größe und das Gewicht der digitalen Zwillinge sind mit den realen Messwerten der Patienten vergleichbar.
- Schätzungen durch medizinisches Personal sind weniger genau.
- Die Werte können zur Berechnung der Kontrastmitteldosis verwendet werden.

This document was downloaded for personal use only. Unauthorized distribution is strictly prohibited.

Zitierweise

- Geissler F, Heiß R, Kopp M et al. Personalized computed tomography – Automated estimation of height and weight of a simulated digital twin using a 3D camera and artificial intelligence. Fortschr Röntgenstr 2021; 193: 437–445

ABSTRACT

Purpose The aim of this study was to develop an algorithm for automated estimation of patient height and weight during computed tomography (CT) and to evaluate its accuracy in everyday clinical practice.

Materials and methods Depth images of 200 patients were recorded with a 3D camera mounted above the patient table of a CT scanner. Reference values were obtained using a calibrated scale and a measuring tape to train a machine learning algorithm that fits a patient avatar into the recorded patient surface data. The resulting algorithm was prospectively used on 101 patients in clinical practice and the results were compared to the reference values and to estimates by the patient himself, the radiographer and the radiologist. The body mass index was calculated from the collected values for each patient using the WHO formula. A tolerance level of 5 kg was defined in order to evaluate the impact on weight-dependent contrast agent dosage in abdominal CT.

Results Differences between values for height, weight and BMI were non-significant over all assessments ($p > 0.83$). The most accurate values for weight were obtained from the patient information ($R^2 = 0.99$) followed by the automated estimation via 3D camera ($R^2 = 0.89$). Estimates by medical staff were considerably less precise (radiologist: $R^2 = 0.78$, radiographer: $R^2 = 0.77$). A body-weight dependent dosage of contrast agent using the automated estimations matched the dosage using the reference measurements in 65 % of the cases. The dosage based on the medical staff estimates would have matched in 49 % of the cases.

Conclusion Automated estimation of height and weight using a digital twin model from 3D camera acquisitions provide a high precision for protocol design in computer tomography.

Einleitung

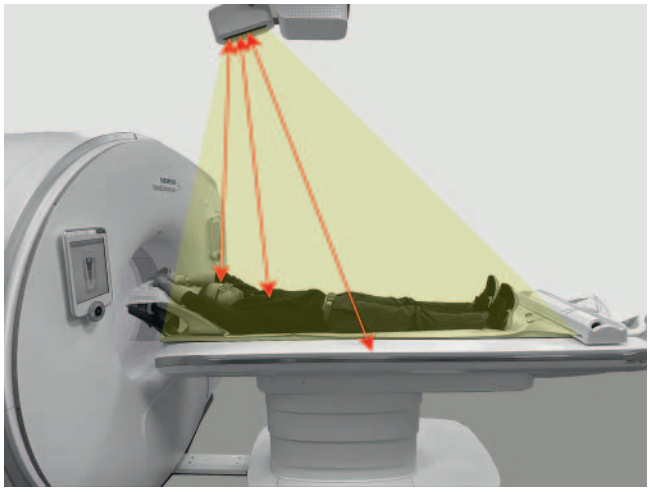
Die Computertomografie (CT) ist deutschlandweit die am häufigsten durchgeführte Schnittbildgebung und verzeichnete im Zeitraum 2007–2016 einen Zuwachs von gut 45 % [1]. Viele der in der Literatur beschriebenen Vorteile für die Patientenversorgung z. B. durch Reduktion der Röhrenspannung, spektrale Aufhärtung mittels Zinnfilter oder Dual Energy erfordern einen hohen Ausbildungsgrad der Untersucher und eine genaue Kenntnis der Patientencharakteristiken [2–5]. Die Kontrastmitteldosis kann in Abhängigkeit von der Röhrenspannung und dem Körpergewicht individuell angepasst werden. George et al. zeigten, dass eine individuell anhand des Körpergewichts des Patienten errechnete Kontrastmittelmenge eine mindestens gleichbleibende Bildqualität gegenüber einem Standarddosisprotokoll gewährleistet [6]. Die interindividuelle Variabilität des gemessenen Bildkontrastes ist im Vergleich zu einem Standardprotokoll sogar geringer, die Ergebnisse besser vergleichbar [7]. Gleichzeitig konnte im Mittel die applizierte Kontrastmittelmenge reduziert werden. Das Risiko für den Patienten, insbesondere bei vorbestehender chronischer Niereninsuffizienz oder bei Einnahme nephrotoxischer Medikamente, ein kontrastmittelinduziertes akutes Nierenversagen zu erleiden, kann somit verringert werden [8, 9]. Gegenüber einem Standardprotokoll ist unter Umständen zudem eine Kostenersparnis für das durchführende Institut zu erwarten [10, 11]. Das empfohlene Prozedere zur Bestimmung des Patientengewichts basiert auf der Anamnese oder auf der Messung mittels Waage. Eine Einschätzung durch den Untersucher wurde als weniger präzise beschrieben [7]. Im klinischen Alltag stößt dieses Vorgehen z. B. bei bewusstlosen, immobilen oder unkooperativen Patienten oft an seine Grenzen. Einen vielversprechenden Lösungsansatz bieten hier neuartige 3D-Kamerasysteme, die mittels Infrarottechnik Oberflächen- und Tiefendaten aufzeichnen [12]. In neueren Computertomografen werden dazu mittels maschinellen Lernens Avatare als digitale Zwillinge in die Oberflächeninformation der gelagerten Patienten eingepasst. Saltybaeva et al. konnten so bereits eine im Vergleich zur manuellen Lagerung signifikant verbesserte, automatisierte Patientenpositionierung erreichen [13]. Dadurch wird die Strahlendosis minimiert und die Bildqualität verbessert [14]. Ziel dieser Studie ist es, einen 3D-Kameraalgorithmus für die Abschätzung der Körpergröße und des Körpergewichts zu entwickeln und im klinischen Alltag hinsichtlich Präzision und Kontrastmitteldosierung zu evaluieren. Die abgeschätzten Werte durch den digitalen Zwilling, die anamnestischen Angaben der Patienten und die Schätzungen durch das medizinische Personal sollen sich, der Nullhypothese folgend, signifikant von den realen Messwerten von Körpergröße, Körpergewicht und BMI unterscheiden.

Material und Methoden

Patienten

Die Studie wurde mit dem lokalen Ethikkomitee abgestimmt und genehmigt. Alle Patienten willigten nach ausführlicher Aufklärung in die Teilnahme schriftlich ein. Über einen Zeitraum von 3 Monaten wurden 321 zufällig ausgewählte Patienten im Alter von 21–92 Jahren mit Indikation für eine Computertomografie in die Studie eingeschlossen. Ausgeschlossen wurden minderjährige, nicht einwilligungsfähige und immobile Patienten, die nicht gewogen werden konnten. Die untersuchte Körperregion spielte bei der Vorselektion keine Rolle. Alle Patienten wurden an einem Dual-Source-CT der dritten Generation (Somatom Force, Siemens Healthcare GmbH, Forchheim, Deutschland) untersucht.

This document was downloaded for personal use only. Unauthorized distribution is strictly prohibited.



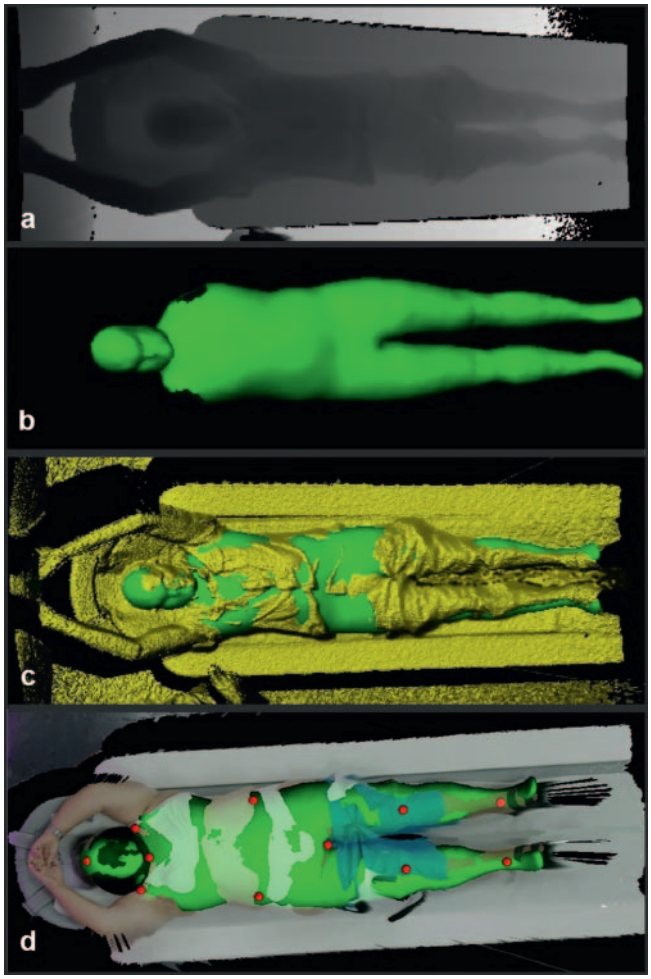
▶ **Abb. 1** Funktionsweise des Time-of-Flight (TOF) -Verfahrens der 3D-Kamera. Rote Doppelpfeile = in schneller Folge wiederholt auf den liegenden Patienten ausgesendete und von dessen Oberfläche reflektierte Infrarot-Laserimpulse. Gelb = Sichtfeld der Kamera.

Größe und Gewicht

Nach der Aufklärung wurden zunächst das Gewicht und die Größe der Patienten durch den medizinisch-technischen Radiologieassistenten (MTRA) und den Radiologen nach Augenmaß geschätzt und die Werte notiert. Anschließend wurden die Patientenangaben abgefragt. Als Goldstandard wurden die Patienten mit einer geeichten Waage gewogen und mit einem wandmontierten Maßband (Seca Typ 877 und Typ 206, Seca GmbH & Co KG, Hamburg, Deutschland) gemessen. Die Durchschnittswerte unseres Kollektivs (61,0 ± 13,4 Jahre, 79,2 ± 18,7 kg, 170,6 ± 9,7 cm, 27,1 ± 5,4 kg/m^2) decken sich weitestgehend mit den Zahlen des Statistischen Bundesamtes [15]. Vor dem Wiegevorgang wurden alle losen Gegenstände und nach Möglichkeit das Schuhwerk abgelegt. Auf ein vollständiges Entkleiden wurde im Hinblick auf Anwendbarkeit und Akzeptanz des Verfahrens im klinischen Alltag bewusst verzichtet. Um eine systematische Berücksichtigung der Bekleidungsstücke zu ermöglichen, wurde für alle Patienten notiert, ob Straßenkleidung (n = 303) oder Patientenkittel (n = 18), Schuhe (n = 193) oder keine Schuhe (n = 128) getragen wurden. Für eine Näherung des daraus resultierenden Messfehlers wurden je 20 verschiedene Outfits bzw. Schuhe der jeweiligen Kategorie gewogen und deren Mittelwert errechnet (Straßenkleidung 0,3 kg, Straßenschuhe 0,5 kg, Patientenkittel 0,2 kg, Hausschuhe 0,3 kg). Der „korrigierte Messwert" beschreibt die Differenz von Gewichtsmessung und ermitteltem Messfehler.

3D-Kamera

Die über dem Patiententisch angebrachte Kombination aus Farb- und Tiefenkamera (Kinect 2.0, Microsoft Corp., Redmond Washington, USA) wurde vor Beginn der Studie kalibriert. Die Tiefeninformation wird im Time-of-Flight-Verfahren (TOF), einer Laufzeitmessung vom gesendeten Infrarotimpuls bis zur Detektion der Reflektion, erhoben (▶ **Abb. 1**). Nach Abschluss der individuellen Lagerung der Patienten, in Abhängigkeit von der geplanten Untersuchung und den persönlichen Fähigkeiten, wurde ein Referenzbild vom Untersucher über ein an der Gantry fest montiertes Touchpad Interface aufgenommen. In manchen Fällen wurde der Patient in der manuell ausgelösten Aufnahme nicht komplett erfasst, sondern war beispielswiese schon zum Teil in die Gantry eingefahren. In diesen Fällen wurde auf eine Aufnahme aus einer Videosequenz zurückgegriffen, die parallel während der gesamten Untersuchungsdauer vom Kamerasystem aufgezeichnet und auf einem externen Speichersystem gesichert wurde. In insgesamt 20 Fällen war es nicht möglich, ein vollständiges Bild des Patienten zu erhalten, und der Datensatz wurde entsprechend nachträglich von der Studie ausgeschlossen.



▶ **Abb. 2** **a–d** Beispiel der Arbeitsweise des Algorithmus in der Anwendung auf einen neuen Patienten. **a** 3D-Bildpunktwolke (Datenrohmaterial), **b** aus der 3D-Bildpunktewolke berechneter Avatar, **c** Einpassen des Avatars in das Kamerabild, **d** automatische Zuordnung von in der Trainingsphase definierten anatomischen Landmarken.

Auf Grundlage der ersten 100 Patienten wurde ein bestehender Algorithmus zur Detektion von Patienten in kombinierten Farb-/Tiefendaten um die Abschätzung der Patientengröße und des -gewichts erweitert [16]. Wesentliche Schritte sind in ▶ **Abb. 2** dargestellt. Der Algorithmus detektiert zunächst mittels maschinellen Lernens die Lage sowie anatomische Landmarken des Patienten. Diese umfassen beispielsweise die Stirn, das Kinn, die Schultern, die Hüften, den Schritt, die Knie und die Fußgelen-

This document was downloaded for personal use only. Unauthorized distribution is strictly prohibited.

ke (▶ **Abb. 2d**). Basierend auf den Landmarken wird anschließend ein virtuelles Patientenmodell, ein „Avatar", in die Tiefendaten eingepasst. Der Avatar ist ein statistisches Formmodell, das auf Grundlage einer Sammlung von 3D-Scans von Menschen entwickelt wurde. Es beschreibt typische Variationen hinsichtlich der Körpergröße und der Proportionen. Der Avatar wird iterativ optimiert und nimmt dabei die in den Tiefendaten vorgefundene Lage und Körperproportionen an (▶ **Abb. 2c**), wobei Deformationen durch das statistische Formmodell auf realistische Körperformen beschränkt bleiben. Auf diese Weise können z. B. weite Kleidungsstücke, Decken oder Kopfstützen vom Patienten separiert werden. Die geschätzte Körpergröße entspricht direkt der Länge des eingepassten Avatars. Unter Annahme einer mittleren Dichte für menschliches Gewebe kann aus dem Volumen des Avatars das Gewicht abgeschätzt werden. Um den Ansatz flexibler zu gestalten und unterschiedlichen Gewichtsverteilungen Rechnung zu tragen, wurde der Avatar in Regionen wie Kopf, Torso, Unterleib und Beine zerlegt. Für jede Region werden Parameter wie das Volumen und die Abmessung einer „Bounding Box" des Teilbereichs bestimmt. Anhand dieser Parameter wurde ein linearer Regressor zur Bestimmung des Patientengewichts entwickelt. Die Arme werden dabei aufgrund der großen Freiheitsgrade und der Schwierigkeit, diese akkurat zu segmentieren, nicht explizit modelliert, sondern das angenommene anteilige Gewicht der Arme später zur Abschätzung hinzugezählt. Der Algorithmus wurde auf Basis von 100 weiteren Fällen optimiert. Die Evaluation im Vergleich zu den anamnestischen Werten und den Schätzungen durch das medizinische Personal erfolgte dann anhand der letzten 101 ungesehenen Datensätze.

Kontrastmittel

Alle Untersuchungen mit Beteiligung des Abdomens (Abdomen, Thorax-Abdomen, Hals-Thorax-Abdomen) wurden gewichtsadaptiert mit intravenösem Kontrastmittel (Iomeprol, Imeron 350, Bracco IMAGING Deutschland GmbH, Konstanz, Deutschland; Dosierung: 400 mg(Iod)/kg = 1,14 ml/kg [6]) über einen Power-Injektor (Accutron CT-D, Medtron, Saarbrücken, Deutschland) durchgeführt. Alle anderen Patienten wurden mit einer vordefinierten Kontrastmitteldosis untersucht (Hals 80 ml, Thorax 60 ml, Hals-Thorax 100 ml). Die Differenz der gewichtsadaptierten Kontrastmitteldosis zu gängigen Protokollen ohne Anpassung (Abdomen/Thorax-Abdomen: 100 ml, Hals-Thorax-Abdomen: 140 ml) wurde retrospektiv berechnet. Um die Kostendifferenz zu berechnen, wurde mit 0,08 €/ml Kontrastmittel kalkuliert.

Subgruppen

Nach Durchsicht aller Datensätze wurden Subgruppenanalysen für die Abschätzungen mittels digitalen Zwillings durchgeführt, um potenzielle Störfaktoren des Algorithmus und die Eignung verschiedener Patientengruppen für die maschinelle Erfassung zu untersuchen. Als Standardposition wurde eine Patientenlagerung mit Armen über dem Kopf, Beinlagerung ohne Kniekeil und nicht heruntergezogener Hose definiert. Davon getrennt wurden Subgruppen mit Kniekeil, bis zu den Kniekehlen heruntergezogener Hose und auf den Torso gelagerten Armen betrachtet. Zusätzlich wurden gewichtsabhängige Subgruppen analysiert. Diese wurden als norm- und leicht übergewichtige Patienten (Body-Mass-Index, BMI 18–30 kg/m²), adipöse Patienten (BMI > 30) und Patienten mit einem Gewicht zwischen dem 1. und 3. Quartil des Trainingskollektivs (65–90 kg) definiert.

Statistik

Die statistische Auswertung wurde mit SPSS Version 24 (IBM Corp., Armonk, New York, USA) und Excel 2017 (Microsoft Corp., Redmond, Washington, USA) durchgeführt. Die Abweichungen der Abschätzungen (A_x) zum Goldstandard (G) sind als mittlerer absoluter Fehler (MAF) und als Spannweite der Differenz (S) wie folgt angegeben:

$$MAF = \frac{1}{101}\sum_{i=1}^{101} |A_x - G|$$

$$S = \min\{(A_{x1} - G_1); \ldots ;(A_{x101} - G_{101})\}; \max\{(A_{x1} - G_1); \ldots ;(A_{x101} - G_{101})\}$$

Ein Kolmogorov-Smirnov-Test bestätigte die Normalverteilung der Messergebnisse (Signifikanzniveau $\alpha < 0{,}05$). Die Unterschiede zwischen dem Trainings- und Anwendungskollektiv wurden mit ungepaarten t-Tests analysiert. Differenzen der einzelnen Methoden der Abschätzung von den korrigierten Messergebnissen wurden mittels einfaktorieller Varianzanalyse (ANOVA) analysiert.

Ergebnisse

Größe und Gewicht

Gewicht, Größe und BMI waren im Trainingskollektiv (79,9 ± 19,5 kg; 170,5 ± 9,8 cm; 27,3 ± 5,5 kg/m²) nicht signifikant unterschiedlich zum Anwendungskollektiv (77,7 ± 16,7 kg; 170,7 ± 9,7 cm; 26,6 ± 5,2 kg/m²; alle $p \geq 0{,}126$). Die korrigierten Messwerte des Gewichts lagen im Mittel 0,6 kg unter den dokumentierten Messwerten. Die Abweichungen der Mittelwerte der Messmethoden waren mit maximal 2,0 kg Körpergewicht (–2,6 %; $p = 0{,}900$), maximal 0,8 cm Körpergröße (–0,5 %; $p = 0{,}927$) und maximal 0,8 kg/m² (–3,0 %; $p = 0{,}830$) sehr gering und statistisch nicht signifikant. Kamera und Patient unterschätzten dabei in der Mehrzahl der Fälle das Gewicht (68 %). MTRA und Radiologe hingegen unter- und überschätzten in etwa gleichen Anteilen (~50 %, ▶ **Tab. 1**). Nur eine Patienten- und 2 Radiologenschätzungen trafen exakt die korrigierten Messwerte.

Den niedrigsten MAF und die geringste Spannweite in allen Abschätzungen zeigte der Patient. Für den Parameter Gewicht war der Patient mit seiner Schätzung im Schnitt 2,9 kg näher am korrigierten Messwert als die Kamera und 4,7 kg näher als Radiologe und MTRA. Der MAF der Kameraabschätzung lag unter, der MAF von Radiologe und MTRA über 5 kg Schätzabweichung. Bei der Größe und dem kalkulierten BMI zeigten alle Schätzgruppen eine vergleichbare Tendenz (▶ **Tab. 2**).

This document was downloaded for personal use only. Unauthorized distribution is strictly prohibited.

▶ **Tab. 1** Mittelwerte und Standardabweichungen der Patientenparameter in Abhängigkeit der Bestimmungsmethode mit Angabe der Häufigkeit einer Über- oder Unterschätzung des Gewichts. Die gemessene Größe musste nicht korrigiert werden.

	Anzahl	Mittelwert Gewicht [kg]	Mittelwert Größe [cm]	Mittelwert BMI [kg/m²]	Häufigkeit Unterschätzung (Gewicht)	Häufigkeit Überschätzung (Gewicht)
Messung	101	78,3 ± 16,8	170,7 ± 9,8	26,8	–	–
korrigierte Messung	101	77,7 ± 16,8	–	26,6	–	–
Kamera	101	75,7 ± 15,2	170,4 ± 8,7	26,0	68	33
Patient	101	77,1 ± 16,3	171,5 ± 9,6	26,1	68	32
Radiologe	101	76,6 ± 14,4	171,2 ± 9,5	26,1	47	52
MTRA	101	76,1 ± 14,7	171,3 ± 10,1	25,8	54	47

▶ **Tab. 2** Mittlerer absoluter Fehler (MAF) mit Standardabweichungen und Spannweite (S) für Gewicht, Größe und BMI in Abhängigkeit der Abschätzungsmethode und ►Subgruppe.

	Anzahl	Gewicht [kg]		Größe [cm]		BMI [kg/m²]	
		MAF	S	MAF	S	MAF	S
Kamera	101	4,4 ± 3,9	–16,1; + 13,8	2,5 ± 1,9	–6,9; + 8,8	1,6 ± 1,3	–5,1; + 6,0
► Standardposition	26	3,3 ± 2,7	–11,5; + 5,6	2,2 ± 1,8	–6,4; + 5,1	1,3 ± 0,9	–3,6; + 2,5
► Kniekeil	11	5,2 ± 4,3	–6,0; + 13,8	2,6 ± 1,5	–3,0; + 5,2	2,1 ± 1,8	–3,7; + 6,0
► Hosen auf Kniehöhe	57	5,2 ± 4,5	–16,1; + 13,8	2,6 ± 1,9	–6,8; + 8,8	1,8 ± 1,5	–5,1; + 6,0
► Arme über Körper	9	4,0 ± 4,8	–16,1; + 0,8	3,0 ± 1,3	–5,5; + 3,4	1,3 ± 1,0	–3,5; + 0,9
► BMI 18–30	79	4,2 ± 3,8	–16,1; + 13,8	2,6 ± 2,0	–6,9; + 8,8	1,4 ± 1,2	–4,2; + 6,0
► BMI > 30	20	5,2 ± 4,3	–15,6; + 7,3	2,4 ± 1,6	–5,1; + 5,2	2,1 ± 1,4	–5,1; + 1,8
► Gewicht: 65–90 kg	50	3,4 ± 3,3	–13,0; + 5,6	2,3 ± 1,8	–6,9; + 8,8	1,3 ± 1,0	–4,2; + 2,5
Patient	101	1,5 ± 1,3	–6,7; + 4,9	1,8 ± 1,5	–4,0; + 7,5	0,8 ± 0,7	–3,2; + 1,5
Radiologe	101	6,2 ± 4,9	–22,9; + 19,6	2,3 ± 1,7	–7,0; + 6,0	2,1 ± 1,7	–8,4; + 5,3
MTRA	101	6,2 ± 5,9	–35,5; + 18,2	3,2 ± 2,6	–10,5; + 11,2	2,2 ± 2,1	–13,3; + 4,3

Subgruppenanalysen

In Standardposition waren die Mittelwerte des Gewichts (–2,0 %) und des BMI (–1,9 %) mit dem digitalen Zwilling niedriger als der gemessene Goldstandard, die der Größe nahezu gleich (–0,0 %, ▶ **Tab. 3**). Der absolute mittlere Messfehler war geringer als im Gesamtkollektiv (▶ **Tab. 2**). Vier Patienten wurden um mehr als 5 kg unter- und 2 Patienten überschätzt (insgesamt 23 %).

Bei Lagerung mit einem Kniekeil waren die Mittelwerte des Gewichts (+ 5,1 %), der Größe (+ 0,7 %) und des BMI (+ 3,5 %) größer. Der absolute mittlere Messfehler war höher als im Gesamtkollektiv (▶ **Abb. 3**). Ein Patient wurde um mehr als 5 kg unter- und 4 Patienten überschätzt (insgesamt 46 %).

Wenn die Hose bis auf Kniehöhe heruntergezogen war, lagen die Mittelwerte des Gewichts (–2,6 %), der Größe (–0,6 %) und des BMI (–1,8 %) unter der Referenz. Der absolute mittlere Messfehler war gering höher als im Gesamtkollektiv. Sechzehn Patienten wurden um mehr als 5 kg unter- und 7 Patienten überschätzt (insgesamt 40 %).

Waren die Arme auf dem Körper gelagert, fielen die Mittelwerte des Gewichts (–4,6 %), der Größe (–0,5 %) und des BMI (–3,5 %) ebenfalls niedriger aus. Der absolute mittlere Messfehler des Gewichts und des BMI war niedriger, der mittlere Messfehler der Größe deutlich höher als im Gesamtkollektiv. Zwei Patienten wurden um mehr als 5 kg unter- und kein Patient überschätzt (insgesamt 22 %).

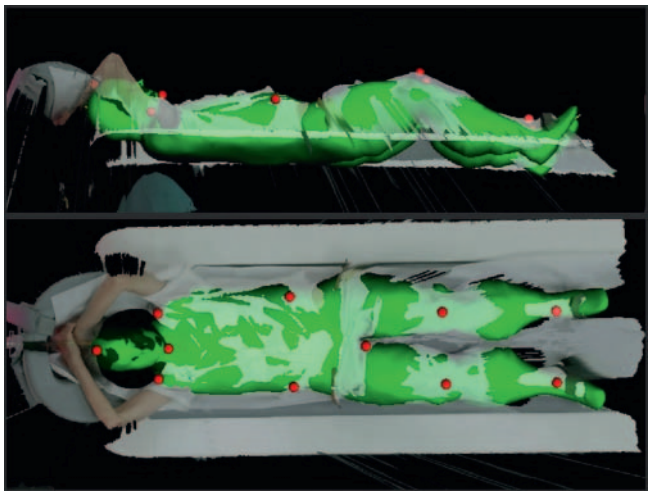
Normgewichtige oder leicht übergewichtige Patienten hatten Mittelwerte des Gewichts (–2,6 %), der Größe (–0,2 %) und des BMI (–1,7 %) unter dem gemessenen Goldstandard. Der absolute mittlere Messfehler war vergleichbar mit dem Gesamtkollektiv. Siebzehn Patienten wurden um mehr als 5 kg unter- und 6 Patienten überschätzt (insgesamt 29 %).

Adipöse Patienten hatten Mittelwerte des Gewichts (–3,9 %), der Größe (–0,1 %) und des BMI (–4,7 %) teils deutlich unter der Referenz. Der absolute mittlere Messfehler des Gewichts und des BMI war höher als im Gesamtkollektiv, der mittlere Messfehler der

This document was downloaded for personal use only. Unauthorized distribution is strictly prohibited.

▶ **Tab. 3** Vergleich der gemessenen Mittelwerte und Standardabweichungen für die Patientenparameter mit den Kameraergebnissen unterteilt nach ►Subgruppen.

	Anzahl	Methode	Mittelwert Gewicht [kg]	Mittelwert Größe [cm]	Mittelwert BMI [kg/m²]
► Standardposition	26	Messung	75,0 ± 15,8	168,9 ± 8,3	26,2 ± 4,9
		Kamera	73,5 ± 13,4	168,9 ± 7,8	25,7 ± 4,0
► Kniekeil	11	Messung	81,0 ± 21,7	167,4 ± 9,9	28,9 ± 7,6
		Kamera	85,1 ± 18,5	168,5 ± 10,0	29,9 ± 5,9
► Hosen auf Kniehöhe	57	Messung	80,9 ± 17,0	172,7 ± 9,7	27,1 ± 5,5
		Kamera	78,7 ± 15,5	172,0 ± 8,7	26,6 ± 4,9
► Arme über Körper	9	Messung	81,8 ± 11,4	170,1 ± 8,1	28,3 ± 3,6
		Kamera	78,0 ± 10,1	169,3 ± 7,1	27,3 ± 3,7
► BMI 18–30	79	Messung	73,4 ± 13,3	171,4 ± 9,7	24,9 ± 3,2
		Kamera	71,5 ± 11,9	170,7 ± 8,4	24,4 ± 2,9
► BMI > 30	20	Messung	98,1 ± 10,2	169,2 ± 9,4	34,3 ± 3,4
		Kamera	94,3 ± 10,6	169,0 ± 9,5	32,7 ± 3,4
► Gewicht: 65–90 kg	50	Messung	76,9 ± 6,6	171,9 ± 7,2	26,1 ± 2,6
		Kamera	74,4 ± 7,2	171,5 ± 6,4	25,3 ± 2,6



▶ **Abb. 3** Einfluss des Kniekeils auf den Patienten-Avatar: Die Ober- und Unterschenkel werden zu stark extrapoliert, der Patient dadurch falsch zu schwer kalkuliert.

Größe jedoch vergleichbar. Acht Patienten wurden um mehr als 5 kg unter- und 2 Patienten überschätzt (insgesamt 50 %).

Zwischen der 1. und 3. Gewichtsquartile des Referenzkollektivs lagen die Mittelwerte des Gewichts (–3,1 %), der Größe (–0,2 %) und des BMI (–2,9 %) mit dem digitalen Zwilling niedriger als der Goldstandard. Der absolute mittlere Messfehler war für alle 3 Parameter niedriger als im Gesamtkollektiv. Elf Patienten wurden um mehr als 5 kg unter- und 1 Patient überschätzt (insgesamt 24 %).

Korrelationen

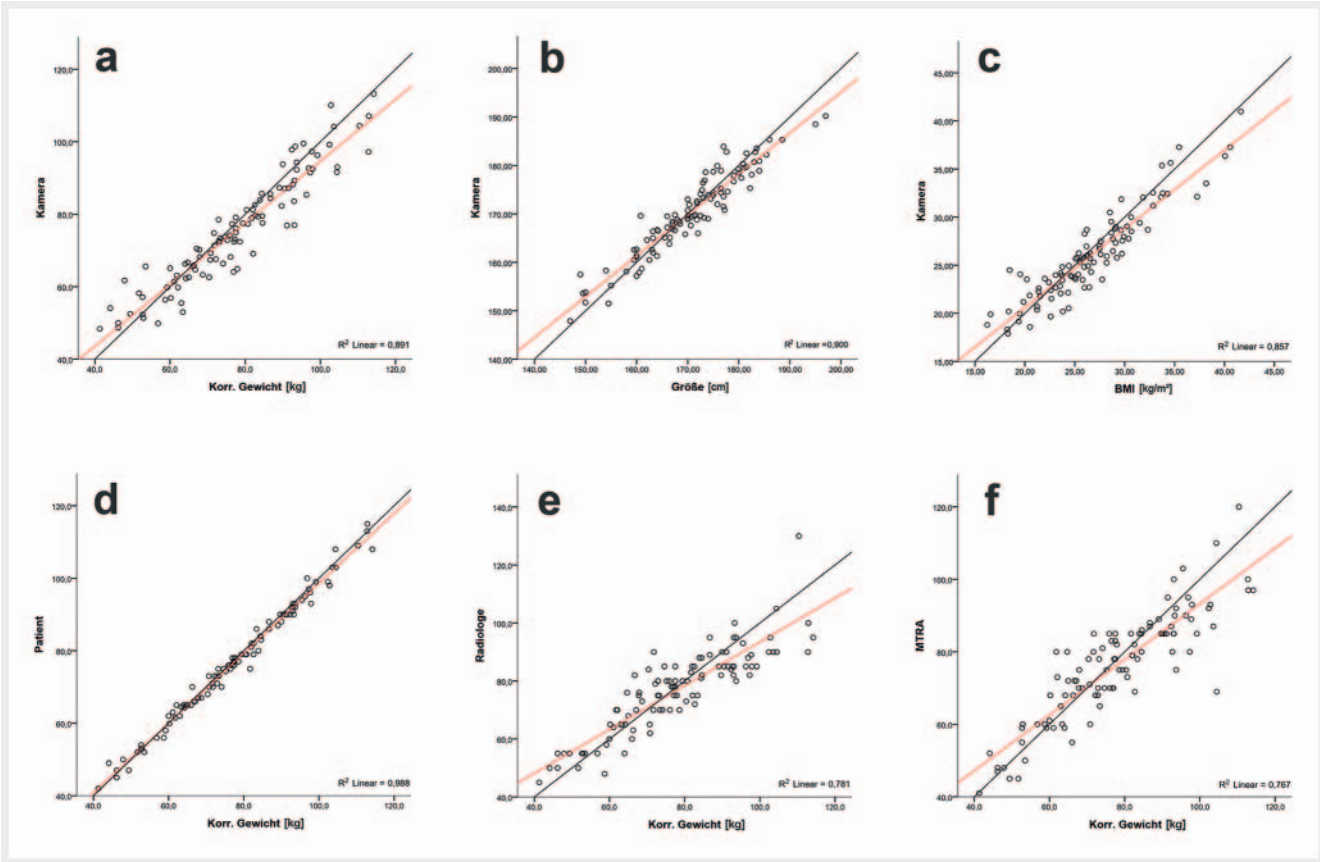
Die höchste Korrelation für den Parameter Gewicht erzielte die Patientenschätzung ($R^2 = 0{,}988$), gefolgt von der Kameraabschätzung ($R^2 = 0{,}891$). Radiologen ($R^2 = 0{,}781$) und MTRAs ($R^2 = 0{,}767$) erreichten vergleichbar niedrige Korrelationswerte (▶ **Abb. 4**). Bei der Größe korrelierten die Schätzungen des Patienten ($R^2 = 0{,}948$), der Kamera ($R^2 = 0{,}900$) und der Radiologen ($R^2 = 0{,}915$) gut, die MTRA-Schätzung lag deutlich darunter ($R^2 = 0{,}832$). Der berechnete BMI korrelierte bei den Patientenangaben ($R^2 = 0{,}965$) und mit der Kamera ($R^2 = 0{,}857$) gut, Radiologen ($R^2 = 0{,}735$) und MTRA ($R^2 = 0{,}678$) lagen darunter.

Kontrastmittel

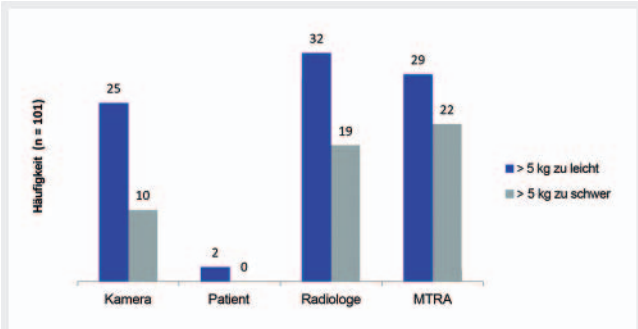
Bei einem Schwellenwert von 5 kg, analog der Umsetzungstabelle von Perrin et al., wären anhand der Werte des Kameraalgorithmus 35 % der Patienten in eine abweichende Dosisgruppe eingeteilt worden [11]. Mehrheitlich wurde dabei eine um eine Stufe niedrigere Dosierung gewählt (71 %). Die Fehleinschätzungsquote von Radiologen und MTRAs lag mit je 51 % deutlich höher. Die Mehrheit der Patienten wurde von Radiologen und MTRAs unterschätzt (63 % bzw. 57 %). Die Patienten unterschätzten sich in nur 2 % der Fälle in einem für die Kontrastmitteldosierung relevanten Ausmaß (▶ **Abb. 5**).

Bei 87 von 101 Patienten wurde das Abdomen mit i. v.-Kontrastmittel untersucht. Durch die gewichtsadaptierte KM-Gabe wurden im Vergleich zu einem Standardprotokoll pro Patient im Mittel 10,3 ml Kontrastmittel und somit 0,82 € Materialkosten eingespart (▶ **Tab. 4**).

This document was downloaded for personal use only. Unauthorized distribution is strictly prohibited.



▶ **Abb. 4** Korrelation von Kameraberechnungen für Gewicht **a**, Größe **b** und BMI **c** mit den jeweils gemessenen Werten, und Korrelationen von Patienten- **d**, Radiologen- **e** und MTRA-Schätzung **f** mit den Gewichtsmessungen (rote Linie = Trendgerade der mittleren Abweichung).



▶ **Abb. 5** Häufigkeit relevanter Gewichtsabweichungen > 5 kg der einzelnen Schätzgruppen.

Diskussion

Unsere Studie zeigt unabhängig von der Schätzmethode keinen signifikanten Unterschied zwischen den gemessenen und geschätzten Werten für die Parameter Körpergröße, Körpergewicht und BMI. Alle Schätzgruppen neigen bei einem Schwellenwert von 5 kg zum Unterschätzen. Der Kameraalgorithmus berechnet 25 % der Patienten zu leicht und 10 % zu schwer. Damit kann eine Verbesserung von 33 % gegenüber der Schätzung durch Radiologen und MTRAs erreicht werden. Patienten mit Norm- oder leichtem Übergewicht (–6 % KM-relevante Fehleinschätzungen), im Interquartilbereich des Trainingskollektivs (–11 %) und Patienten in einer standardisierten Lagerungsposition (–12 %) werden deutlich besser durch die Kamera abgeschätzt. Auf dem Körper gelagerte Arme konnten durch den Algorithmus gut kompensiert werden (–13 %). Bei adipösen Patienten (+ 15 %), bei Patienten mit einem Lagerungs-Kniekeil (+ 11 %) und bei Patienten mit heruntergezogener Hose (+ 5 %) war die Fehlschätzungsrate höher. Als einzige Subgruppe wurden dabei Patienten mit Kniekeil mehrheitlich zu schwer kalkuliert, da der Algorithmus die aufliegenden Beinpartien zu stark extrapoliert.

Mit insgesamt nur 2 % relevant unterschätzten Fällen ist die gezielte Patientenanamnese die genaueste Methode zur Erhebung des Körpergewichts. Allerdings war der mittlere Schätzfehler unserer Patienten (1,5 kg) deutlich niedriger als in der Studie von Benbow et al. (2,8 kg) [7]. Ist eine Messung oder Anamnese nicht möglich, wie z. B. bei Intensiv- und Trauma-Patienten, ist der Kameraalgorithmus besser zur Abschätzung geeignet als das medizinische Personal, um die Belastung durch die Untersuchung so gering wie möglich zu halten. Die in der Literatur von mehreren Autoren angenommene Kostenreduktion durch die gewichtsadaptierte Kontrastmittelgabe kann bestätigt und, skaliert für unser Institut mit ca. 9750 kontrastmittelgestützten Abdomen-Untersuchungen pro Jahr, präzise angegeben werden (–7995 €) [10, 11].

This document was downloaded for personal use only. Unauthorized distribution is strictly prohibited.

▶ **Tab. 4** Kontrastmittelmengen- und Kostenkalkulationen mit und ohne Gewichtsadaptation stratifiziert nach Untersuchungsregion.

	HTA	TA	A	Summe
Patienten	33	45	9	87
KM-Menge ohne Anpassung	4620 ± 0 ml	4500 ± 0 ml	900 ± 0 ml	10020 ± 19,4 ml
KM-Menge mit Anpassung	4168 ± 19,5 ml	4101 ± 19,1 ml	859 ± 15,6 ml	9128 ± 25,3 ml
KM-Mengen Reduktion	452 ± 19,5 ml	399 ± 19,1 ml	41 ± 15,6 ml	892 ± 19,2 ml
Kostenersparnis	36,16 €	31,92 €	3,28 €	71,36 €

A = Abdomen; TA = Thorax-Abdomen; HTA = Hals-Thorax-Abdomen; KM = Kontrastmittel.

Eine von Kondo et al. favorisierte Herangehensweise zur Berechnung der idealen CT-Kontrastmitteldosierung über die Bestimmung der fettfreien Körpermasse mithilfe der Körperoberfläche wird aktuell aufgrund des erhöhten Aufwands in der klinischen Routine nicht umgesetzt [17]. Die automatisierte Erfassung könnte eine Umsetzung erleichtern und die digital verfügbaren Werte mittels Injektorkoppelung ohne zusätzlichen Interaktionsbedarf weitergeben. Dadurch könnte auch der häufig als problematisch angesehene Arbeitsablauf bei hohem Patientendurchsatz verbessert werden, sodass dem Personal mehr Zeit für die Patientenversorgung verbleibt [7, 11, 18, 19]. Die standardisiert ermittelten Werte könnten künftig in Kombination mit dem DICOM-Bilddatensatz auch für die automatische Berechnung oberflächennormierter Organvolumina verwendet werden. Normierte Volumendaten, wie z. B. das zu erwartende Restvolumen der Leber, könnten in der Planungsphase, z. B. vor onkologischer Leberchirurgie, selektiver Radioembolisation oder vor Lebertransplantationen, entscheidend zur Therapiefindung beitragen [20–23]. Die automatische Implementierung der erhobenen Parameter in eine digitale Patientenakte könnte zudem die schnelle Verfügbarkeit relevanter Daten, z. B. bei Folgeuntersuchungen in anderen Instituten oder bei der Dosisfindung von Medikamenten in Notfallsituationen ohne Anamnese- oder Messmöglichkeit, beispielswiese vor einer Lysetherapie bei Schlaganfallpatienten, gewährleisten [12]. Diese Dateneinpflegung hilft auch im Rahmen der Qualitätssicherung, Ursachen für Überschreitungen der CT-Dosisreferenzwerte zu untersuchen und rechtfertigende Gründe zu dokumentieren. So empfiehlt das Bundesamt für Strahlenschutz im „Leitfaden zur Handhabung der diagnostischen Referenzwerte in der Röntgendiagnostik“ explizit, zur Evaluation von Gründen bei Dosisgrenzwertüberschreitungen „[…] weitere Daten (z. B. den Körperdurchmesser oder das Körpergewicht von Patienten) […]“ aufzuzeichnen [24].

Unsere Studie unterliegt Limitationen. So standen zur Entwicklung und zum Training des Algorithmus mit n = 200 für ein maschinelles Lernverfahren verhältnismäßig wenige Datensätze zur Verfügung. Um dieses Problem zu minimieren, wurde der Algorithmus in der Trainingsphase mittels Kreuzvalidierung optimiert. Die größere Ungenauigkeit des Algorithmus bei stark übergewichtigen und sehr schlanken Patienten beruht auf der geringen Anzahl an Vergleichspatienten in diesen Subgruppen. Auch für kindliche Körperproportionen liegen noch keine Trainingsdaten vor. Immobile Patienten konnten für die Entwicklung des Algorithmus aufgrund der eingeschränkten Möglichkeit zur Erhebung der Referenzwerte nicht eingeschlossen werden. Eine Anwendung des Algorithmus ist bei diesen Patienten aufgrund der standardisierten Erfassung in liegender Untersuchungsposition jedoch unabhängig vom Grad der Immobilisation problemlos möglich. Weitere Ungenauigkeiten sind in der unvollständigen Erfassung der Arme und der pauschalen Korrektur der Kleidungsstücke begründet. In einer Detailauswertung der größten Ausreißer haben sich eine Spitzfußstellung, schwarze Kleidungsstücke und daher ein erhöhtes Rauschen in den Oberflächendaten sowie eine asymmetrische Simulation der Beine als zusätzliche potenzielle Fehlerquellen ergeben. Mit einer steigenden Zahl an Trainingsdatensätzen ist aber zu erwarten, dass die Präzision des Algorithmus auch für die verschiedenen Subgruppen zunimmt. Die naheliegende Alternative der automatisierten Messung durch eine im Untersuchungstisch integrierte elektronische Waage wäre aufgrund der hohen mechanischen Ansprüche technisch extrem aufwendig, anfällig für Beschädigungen und unverhältnismäßig kostenintensiv. Anders als bei der Oberflächenerfassung mittels Infrarottechnik kann eine Waage keine Größe abmessen und nicht zwischen Patienten und anderen Gegenständen, z. B. einer Monitorüberwachung, differenzieren. Eine weitere technische Limitation resultiert aus der mittigen Positionierung der Kamera über dem Patienten, wodurch seitlich vom Untersuchungstisch abhängende Körperpartien schlechter erkannt werden und der Avatar dadurch fehlerhaft berechnet werden kann. Eine Lösung könnte eine zweite Kamera seitlich des Tisches darstellen, die es auch ermöglicht, Lagerungsvarianten und -hilfen wie einen Kniekeil besser identifizieren zu können.

Schlussfolgerung

Mittels maschinellen Lernens können Aufnahmen einer 3D-Kamera genutzt werden, um einen digitalen Avatar in die Patientenoberfläche zu modellieren. Dieser kann dann zur präzisen Abschätzung der Patientengröße und des Patientengewichts verwendet werden. Insbesondere in Situationen ohne verlässliche Patientenangaben liefert diese automatische Erhebung bessere Ergebnisse als Schätzungen durch das Personal. Individuelle Kontrastmittelanpassungen könnten in Zukunft automatisiert umge-

This document was downloaded for personal use only. Unauthorized distribution is strictly prohibited.

setzt und auch in kritischen Situationen eine standardisierte Bildqualität bei minimaler Belastung ermöglichen. Daneben erscheint auch eine Ökonomisierung der CT mit Zeitersparnissen und Kostensenkungen möglich. Die digital strukturierten Werte stehen für die weitere Verwendung direkt zur Verfügung und erlauben es, neue Anwendungsgebiete, beispielsweise in der Therapieplanung, zu erschließen.

KLINISCHE RELEVANZ DER STUDIE

- Die automatisierte Abschätzung der Patientenkonstitution kann im Vergleich zu medizinischem Personal zuverlässigere Werte für eine individuelle Untersuchungsanpassung, wie die gewichtsadaptierte Kontrastmitteldosierung in der CT, liefern.
- Insbesondere Patienten ohne persönliche Anamnese, wie Intensiv- und Trauma-Patienten, können dadurch unnötige Belastungen erspart werden.
- Gerade bei hoher Arbeitslast könnte wertvolle Arbeitszeit eingespart, Kosten gesenkt und mögliche Fehlerquellen reduziert werden.

Interessenkonflikt

Die Autoren erklären, dass sie innerhalb der vergangenen 3 Jahre Forschungsunterstützung von Siemens Healthcare GmbH und Vortragshonorare von Siemens Healthcare GmbH erhalten haben.

Danksagung

Frederik Geissler performed the present work in partial fulfillment of the requirements for obtaining the degree “Dr. med.”.

Literatur

[1] Bundesamt für Strahlenschutz. Röntgendiagnostik: Häufigkeit und Strahlenexposition. https://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medizin/diagnostik/roentgen/haeufigkeit-exposition.html

[2] Petritsch B, Kosmala A, Gassenmaier T et al. Diagnostik der akuten Lungenarterienembolie: Vergleich von Single-Source CT und Dritt-Generation Dual-Source CT unter Einsatz eines Dual-Energy Protokolls – Bildqualität und Strahlenexposition. Fortschr Röntgenstr 2017. doi:10.1055/s-0043-103089

[3] May MS, Eller A, Stahl C et al. Dose reduction in computed tomography of the chest: image quality of iterative reconstructions at a 50% radiation dose compared to filtered back projection at a 100% radiation dose. Fortschr Röntgenstr 2014. doi:10.1055/s-0033-1356254

[4] Do TD, Sutter R, Skornitzke S et al. CT- und MRT-Bildgebung bei orthopädischen Implantaten. Fortschr Röntgenstr 2018. doi:10.1055/s-0043-118127

[5] Schäfer SB, Rudolph C, Kolodziej M et al. Optimierung von Ganzkörper-CT-Untersuchungen an Polytraumatisierten anhand des Vergleichs mit den aktuellen diagnostischen Referenzwerten. Fortschr Röntgenstr 2019. doi:10.1055/a-0881-3113

[6] George AJ, Manghat NE, Hamilton MCK. Comparison between a fixed-dose contrast protocol and a weight-based contrast dosing protocol in abdominal CT. Clin Radiol 2016. doi:10.1016/j.crad.2016.07.009

[7] Benbow M, Bull RK. Simple weight-based contrast dosing for standardization of portal phase CT liver enhancement. Clin Radiol 2011. doi:10.1016/j.crad.2010.12.022

[8] Feng ST, Zhu H, Peng Z et al. An Individually Optimized Protocol of Contrast Medium Injection in Enhanced CT Scan for Liver Imaging. Contrast Media Mol Imaging 2017. doi:10.1155/2017/7350429

[9] Svensson A, Thor D, Fischer MA et al. Dual source abdominal computed tomography: the effect of reduced X-ray tube voltage and intravenous contrast media dosage in patients with reduced renal function. Acta Radiol 2019. doi:10.1177/0284185118783213

[10] Megibow Alec J, Jacob G, Heiken JP. Quantitative and Qualitative Evaluation of Volume of Low Osmolality Contrast Medium Needed for Routine Helical Abdominal CT. Am J Roentgenol 2001. doi:10.2214/ajr.176.3.1760583

[11] Perrin E, Jackson M, Grant R et al. Weight-adapted iodinated contrast media administration in abdomino-pelvic CT: Can image quality be maintained? Radiography (Lond) 2018. doi:10.1016/j.radi.2017.08.011

[12] Pfitzner C, May S, Nüchter A. Body Weight Estimation for Dose-Finding and Health Monitoring of Lying, Standing and Walking Patients Based on RGB-D Data. Sensors (Basel, Switzerland) 2018. doi:10.3390/s18051311

[13] Saltybaeva N, Schmidt B, Wimmer A et al. Precise and Automatic Patient Positioning in Computed Tomography: Avatar Modeling of the Patient Surface Using a 3-Dimensional Camera. Invest Radiol 2018. doi:10.1097/RLI.0000000000000482

[14] Toth T, Ge Z, Daly MP. The influence of patient centering on CT dose and image noise. Med Phys 2007. doi:10.1118/1.2748113

[15] Statistisches Bundesamt. Körpermaße nach Altersgruppen und Geschlecht. https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Gesundheit/Gesundheitszustand-Relevantes-Verhalten/Tabellen/liste-koerpermasse.html

[16] Descoteaux M, Maier-Hein L, Franz A et al. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2017. Cham: Springer International Publishing; 2017. doi:10.1007/978-3-319-66185-8

[17] Kondo H, Kanematsu M, Goshima S et al. Abdominal multidetector CT in patients with varying body fat percentages: estimation of optimal contrast material dose. Radiology 2008. doi:10.1148/radiol.2492080033

[18] Fleischmann D, Kamaya A. Optimal vascular and parenchymal contrast enhancement: the current state of the art. Radiol Clin North Am 2009. doi:10.1016/j.rcl.2008.10.009

[19] Boland GWL, Houghton MP, Marchione DG et al. Maximizing outpatient computed tomography productivity using multiple technologists. Journal of the American College of Radiology: JACR 2008. doi:10.1016/j.jacr.2007.07.009

[20] Bégin A, Martel G, Lapointe R et al. Accuracy of preoperative automatic measurement of the liver volume by CT-scan combined to a 3D virtual surgical planning software (3DVSP). Surg endosc 2014. doi:10.1007/s00464-014-3611-x

[21] Vauthey JN, Chaoui A, Do KA et al. Standardized measurement of the future liver remnant prior to extended liver resection: methodology and clinical associations; 2000. doi:10.1067/msy.2000.105294

[22] Hoffmann RT, Jakobs TF, Tatsch K et al. Selektive interne Radiotherapie bei fortgeschrittenen Lebertumoren und Metastasen. Dtsch Med Wochenschr 2008. doi:10.1055/s-0028-1091244

[23] Urata K, Kawasaki S, Matsunami H et al. Calculation of child and adult standard liver volume for liver transplantation. Hepatology 1995. doi:10.1002/hep.1840210515

[24] Bundesamt für Strahlenschutz. Leitfaden zur Handhabung der diagnostischen Referenzwerte in der Röntgendiagnostik. https://www.bfs.de/SharedDocs/Downloads/BfS/DE/fachinfo/ion/leitfaden-drw-roe.pdf?__blob=publicationFile&v=11

This document was downloaded for personal use only. Unauthorized distribution is strictly prohibited.