

Flachdetektor-Computertomografie in der diagnostischen und interventionellen Kinderkardiologie

Flat Detector Computed Tomography in Diagnostic and Interventional Pediatric Cardiology

Autoren

J. Moesler¹, S. Dittrich¹, O. Rompel², M. Glöckler¹

Institute

¹ Pediatric Cardiology, Friedrich-Alexander-University Erlangen-Nürnberg, Erlangen

² Radiology, Friedrich-Alexander-University Erlangen-Nürnberg, Erlangen

Key words

- heart
- vascular
- image manipulation/reconstruction
- interventional procedures

eingereicht 23.8.2012

akzeptiert 12.12.2012

Bibliografie

DOI <http://dx.doi.org/10.1055/s-0032-1330515>
 Online-Publikation: 14.3.2013
 Fortschr Röntgenstr 2013; 185: 446–453 © Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York · ISSN 1438-9029

Korrespondenzadresse

Herr Dr. Martin Glöckler
 Kinderkardiologie,
 Universitätsklinikum Erlangen
 Loschgestraße 15
 91054 Erlangen
 martin.gloeckler@uk-erlangen.de
 Tel.: ++49/91 31/8 53 37 50
 Fax: ++49/91 31/8 53 59 87

Zusammenfassung



Ziel: Evaluation der Einsatzmöglichkeiten der Flachdetektor-Computertomografie (FD-CT) bei der Katheterisierung von Patienten mit angeborenen Herzfehlern. Erstellen von Anwendungsprotokollen für unterschiedliche Fragestellungen anhand der erzielten Bildqualität in verschiedenen anatomischen Regionen.

Material und Methoden: Die FD-CT wurde zwischen Januar 2010 und April 2012 in 176 Fällen während der Herzkatheteruntersuchung verwendet. Zur Evaluation der Bildqualität wurde eine 5-Punkte-Likert-Skala (von „essenziell“ bis „irreführend“) verwendet. Alle Fälle wurden retrospektiv analysiert und es wurden Applikationsprotokolle zur Visualisierung der Aorta, Pulmonalarterien, Lungenvenen, Semilunarklappen, cavopulmonalen Anastomosen und systemvenöser Tunnel erstellt. Der Kontrastmittelverbrauch und die Strahlendosis wurden ausgewertet.

Ergebnisse: Im untersuchten Zeitraum wurde die FD-CT in 176 Fälle durchgeführt. Die Patienten hatten ein mittleres Alter von 7,0 Jahren (0,01 – 42,53 Jahre). Die klinische Wertigkeit der FD-CT übertraf in 96,6% der Fälle die konventionelle Angiografie und wurde nie als „irreführend“ bewertet. Die FD-CT wurde in 3,4% der Fälle als „essenziell“, in 77,3% der Fälle als „sehr nützlich“, in 15,9% der Fälle als „nützlich“ und in 3,4% der Fälle als „nicht nützlich“ bewertet. Das mittlere Dosis-Flächen-Produkt war $99 \mu\text{Gym}^2$ ($19,3 - 1276,6 \mu\text{Gym}^2$). Die benötigte Kontrastmittelmenge $1,76 \text{ ml/kg}$ ($0,9 - 5 \text{ ml/kg}$). Applikationsprotokolle zur Visualisierung unterschiedlicher anatomischer Regionen werden dargestellt.

Schlussfolgerung: Die FD-CT ist ein neues und hilfreiches Verfahren bei der diagnostischen und interventionellen Katheterisierung von Patienten mit angeborenen Herzfehlern. Insbesondere extrakardiale vaskuläre Strukturen lassen sich in hoher Auflösung dreidimensional darstellen und dienen zur Diagnostik, chirurgischen Planung und zur 3D-Navigation bei Interventionen.

Abstract



Purpose: In this study the use of flat detector computed tomography (FD-CT) in the catheterization of patients with congenital heart disease was evaluated. Application reports were created for various issues based on the achieved image quality in diverse anatomical regions.

Materials and Methods: FD-CT was applied in 176 cases during catheterization between January 2010 and April 2012. A five-point Likert scale (“essential” to “misleading”) was used to evaluate image quality. All cases were analyzed retrospectively and application reports for the visualization of the aorta, pulmonary arteries, pulmonary veins, semilunar valves, cavopulmonary connections and atrial baffles were generated. Contrast dye consumption and radiation dose were evaluated.

Results: During the observation period FD-CT was applied in all 176 cases. The mean patient age was 7.0 years (0.01 – 42.53 years). The clinical value of FD-CT was rated superior to conventional angiography in 96.6% of the cases and was never rated as “misleading”. FD-CT was rated “essential” in 3.4% of all cases, “very useful” in 77.3% of all cases, “useful” in 15.9% of all cases and “not useful” in 3.4% of all cases. The mean dose-area product was $99 \mu\text{Gym}^2$ ($19.3 - 1276.6 \mu\text{Gym}^2$), and the used contrast dye was 1.76 ml/kg ($0.9 - 5 \text{ ml/kg}$). Application reports for the visualization of different anatomical regions are demonstrated.

Conclusion: FD-CT is a new and auxiliary procedure in diagnostic and interventional catheterization of patients with congenital heart disease. Particularly extracardiac structures can be displayed in three-dimensional high resolution and be used for diagnosis, surgical planning and 3D navigation.

Einleitung

In der Kinderkardiologie wird die Indikation zur konventionellen CT-Untersuchung vor allem zur ergänzenden Diagnostik bei komplexen Herzvitien gesehen [1]. Die neue Flachdetektor-Computertomografie (FD-CT) ermöglicht das Erstellen von CT-ähnlichen Schnittbildern, welche innerhalb kürzester Zeit zu hochaufgelösten dreidimensionalen (3D-) Modellen rekonstruiert werden können. Dazu rotiert ein mit einem Flachdetektor bestückter C-Bogen über 180° (plus Streustrahlwinkel) um den Patienten und nimmt dabei in 5 s Hunderte zweidimensionale Aufnahmen auf [2]. Diese werden durch einen Kegelstrahlalgorithmus, dem sogenannten Feldkamp-Algorithmus, zu einem dreidimensionalen Datensatz rekonstruiert [3]. Die entstandenen 3D-Modelle erreichen eine hohe geometrische Genauigkeit [4]. Sie erleichtern die Diagnostik, aber auch Planung und Durchführung von Interventionen und Operationen. Zur Navigation während des Eingriffs kann das 3D-Modell mit der Echtzeit-Fluoroskopie überlagert werden [5]. Des Weiteren kann das Verfahren genutzt werden, um 3D-Bilder aus vorangegangenen Untersuchungen wie Magnetresonanztomografie (MRT) oder Multidetektor-Computertomografie (MDCT) mit der Fluoroskopie zu fusionieren. Ursprünglich beschränkte sich die Anwendung auf unbewegte Strukturen und die Technik wurde hauptsächlich in der interventionellen Neuroradiologie verwendet. Weitere Anwendungsbereiche waren die bildgestützte Tumortherapie sowie Eingriffe an der Wirbelsäule, aber auch die intraoperative Bildgebung in der orthopädischen Chirurgie und Unfallchirurgie [2, 6, 7].

Auch in der Kinderkardiologie erscheint das Verfahren für die Diagnostik und insbesondere für Interventionen hilfreich, wobei zu berücksichtigen ist, dass durch die lange Dauer der Bildakquise von 5 s und in dieser Zeit erfolgende Herzbewegung sowie Atmung Artefakte entstehen. Erste Anwendungsberichte zeigen dennoch, dass die FD-CT in der Kinderkardiologie möglich ist und sich insbesondere extrakardiale Strukturen räumlich und in hoher Qualität darstellen lassen [8–10]. Dennoch existieren bislang keine etablierten Untersuchungsprotokolle und es ist unklar, für welche Indikationen das Verfahren sinnvoll ist. In der vorliegenden Studie soll die über 2-jährige Erfahrung mit der FD-CT bei Patienten mit angeborenen Herzfehlern ausgewertet werden. Hierzu wurden 176 Fälle retrospektiv analysiert.

Patienten und Methodik

Zwischen Januar 2010 und April 2012 wurde die FD-CT in unserem Herzkatheterlabor bei 176 Untersuchungen eingesetzt (► Tab. 1). Alle Patienten erfüllten unsere klinischen Vorgaben für eine Herzkatheteruntersuchung. Die FD-CT wurde dabei regelmäßig zur diagnostischen Darstellung oder für Interventionen bei komplexen Anatomien der Aorta, der Pulmonalarterien, der Lungenvenen, der Semilunarklappen, cavopulmonaler Anastomosen und systemvenöser Tunnel eingesetzt. Sie wurde jedoch nicht zur Darstellung und Intervention bei intrakardialen Strukturen oder bei einfachen extrakardialen Eingriffen wie interventionellem Verschluss von aortopulmonalen Kollateralen oder Ductus arteriosus verwendet. Die Daten der Patienten wurden retrospektiv analysiert. Dabei wurden demografische und klinische Daten sowie Daten aus der Herzkatheteruntersuchung ausgewertet. Demografische und klinische Daten sowie die Messwerte für das Dosis-Flächen-Produkt wurden als Median mit unterer und oberer Quartile dargestellt, ebenso die

gruppenspezifische Vorlaufzeit des Kontrastmittels, die Kontrastmittelmenge und auch die Kontrastmittelkonzentration.

Die FD-CT im Herzkatheterlabor wurde mittels einer kommerziell erhältlichen rotationsfähigen biplanaren Angiografie-Anlage durchgeführt (Artis zee biplane, Siemens Medical Solutions). Die Anlage verfügt über zwei 20 × 20 cm große Flachdetektoren mit einer 960 × 960 großen Matrix. Es wurde ein spezieller 3D-Aufnahmemodus verwendet, bei dem die Bilder in gleichen Winkelabständen aufgenommen werden. Dabei erfolgt die Rotation von einer vordefinierten Startposition zu einer vordefinierten Endposition. Hierzu wurde das Aufnahmeprogramm 5sDRc (5 s Aufnahmezeit, DR: native Rekonstruktion, c: cardiac) verwendet.

Das FD-CT zur Diagnosestellung als auch zur Interventionssteuerung wurde am Anfang der Katheteruntersuchung durchgeführt und ersetzte die sonst durchgeführten primären Angiografien in unterschiedlichen Angulationen zur Diagnosestellung.

Bei der hochauflösenden FD-CT zur Diagnostik betrug die Detektor-Eintritts-Dosis 0,36 µGy pro Bild, wobei 30 Bilder pro s bei einer Aufnahmezeit von 5 s aufgenommen wurden. Die verwendete Röhrenspannung war fix 90 kV, der Stromfluss wurde automatisch angepasst. In den Fällen, in denen die FD-CT genutzt wurde, um die Bilder mit bereits erfolgten 3D-Verfahren wie MRT oder MDCT zu überlagern, wurde das Aufnahmeprogramm 5sDRI (5 s Aufnahmezeit, DR: native Rekonstruktion, l: low-dose) mit einer Detektor-Eintritts-Dosis von 0,1 µGy pro Bild (ebenfalls 30 Bilder pro s) angewendet und zusätzlich 0,2 mm Kupferfilter verwendet. Bei Patienten, die weniger als 20 kg wogen, wurde auf ein Streustrahlenraster verzichtet.

Die 3D-Rekonstruktion der so erhobenen Daten erfolgte automatisiert mithilfe des Feldkamp-Algorithmus [3]. Primär wurden automatisiert 2D-Querschnittbilder der Dicke von 0,4 mm in einer Matrix von 250 × 250 bzw. 500 × 500 erstellt und dann halbautomatisch 3D-Modelle rekonstruiert. Als Kontrastmittel wurde Imeron® 350 (Jod 350 mg/ml; Bracco Imaging Deutschland GmbH), verdünnt mit physiologischer Kochsalzlösung in einer Konzentration von durchschnittlich 40% (25–60%), verwendet. Die Vorlaufzeit (Zeit zwischen Beginn der Kontrastmittelinjektion und Start der Bildakquise) und der Injektionsort wurden je nach darzustellender anatomischer Struktur und Hämodynamik des Patienten angeglichen. In komplexen Fällen wurde die ideale Vorlaufzeit durch einen Testbolus fallspezifisch ermittelt.

Die Nachbearbeitung der Datensätze wurde mit der syngo In-space 3D-Software an der Leonardo-Workstation durchgeführt (Siemens, Medical Solutions). Die Software ermöglicht eine 3D-

Tab. 1 Demografische und klinische Daten der Patienten sowie Details der FD-CT Untersuchung (Anzahl bzw. Median mit unterer und oberer Quartile).¹

Parameter	Ergebnis
Anzahl FD-CT	176
Geschlecht (m/w)	109/67
Alter (Jahre)	4,4 (0,81; 11,2)
Gewicht (kg)	15,4 (7,9; 35,0)
Größe (cm)	102 (73; 148)
Körperoberfläche (kg/m ²)	0,66 (0,4; 1,2)
BMI (kg/m ²)	15,3 (14,0; 18,3)
Dosis-Flächen-Produkt – Gesamt (µGym ²)	328,3 (120,8; 837,7)
Dosis-Flächen-Produkt – CT (µGym ²)	99,0 (52,4; 256,8)
Kontrastmittel – Gesamt (ml/kg)	3,6 (2,1; 5,8)
Kontrastmittel – CT (ml/kg)	1,8 (1,1; 2,2)

¹ FD-CT: Flachdetektor-Computertomografie, BMI: Body-Mass-Index.

Rekonstruktion aus 2D-Projektionsbildern. An der Leonardo-Workstation wurden die 3D-Modelle aus vorhergehenden MRT- oder MDCT-Untersuchungen sowie aus der FD-CT durch die Volumenrendertechnik (VRT) rekonstruiert (Abb. 1). Mithilfe der Software werden dabei den einzelnen Voxel aufgrund ihrer Dichteunterschiede verschiedene Farben, Helligkeiten sowie Opazitäten zugeordnet, sodass die verschiedenen Gewebestrukturen unterschiedlich dargestellt werden und ein räumliches Bild entsteht. Manuell werden Strukturen, welche die darzustellende Struktur verdecken, wie z. B. Rippen, ausgeblendet.

In den Fällen, in denen die FD-CT genutzt wurde, um exakte Messungen durchzuführen, wurden zweidimensionale Rendermodi, wie die maximale Intensitäts-Projektion (MIP) und die multiplanare Reformatierung (MPR) verwendet. Bei der MIP werden ausschließlich die Voxel mit der höchsten Dichte dargestellt. Bei der MPR werden Schnittbilder entlang einer beliebigen Ebene generiert [11]. Dabei wurden exakt platzierte MPR-Schnitte verwendet, um unregelmäßige Strukturen wie kurzstreckige Gefäßstenosen auszumessen, die MIP-Darstellung hingegen vor allem zum schnellen Feststellen z. B. eines Gefäßdiameters.

Um eine dynamische Überlagerung der 3D-Rekonstruktion mit der Echtzeit-Fluoroskopie zu erstellen, wurde die „syngo iPilot“-Software der Leonardo-Workstation verwendet (Siemens, Medical Solutions). Die Überlagerung erfolgte automatisiert, wobei 3D-Rekonstruktionen aus MRT oder MDCT zunächst mit dem FD-CT-Volumen (3D-3D-Registrierung) und anschließend mit der 2D-Fluoroskopie fusioniert wurden. Die MRT- und MDCT-Studien wurden nicht speziell für die Katheterintervention, sondern im Rahmen der klinischen Betreuung angefertigt. In den Fällen, in denen die automatisierte Überlagerung scheiterte,

wurden beide Datensätze primär manuell ausgerichtet und dann maschinell feinjustiert.

Die so erstellte 3D-Überlagerung wurde separat zur 3D-Navigation neben dem herkömmlichen Fluoroskopiebild im Katheterlabor angezeigt.

Jede FD-CT-Untersuchung wurde hinsichtlich Nutzen und Qualität einvernehmlich von 2 erfahrenen Kinderkardiologen mithilfe einer standardisierten, im Vorfeld publizierten, 5-Punkte-Likert-Skala bewertet [12, 13]. Die Fälle wurden mit „essenziell“ bewertet, wenn Therapie, Intervention oder Operation ohne die zusätzlichen Einsichten aus der FD-CT nicht möglich gewesen wären. Die Fälle wurden mit „sehr nützlich“ bewertet, wenn die FD-CT wichtige zusätzliche Informationen erbrachte. Die Fälle wurden mit „nützlich“ bewertet, wenn die FD-CT nützliche Informationen erbrachte, die die Informationen aus der Angiografie jedoch nur in geringem Umfang übertrafen. Die Fälle wurden mit „nicht nützlich“ bewertet, wenn aus der FD-CT keine nützlichen Informationen entstanden. Die Fälle wurden mit „irreführend“ bewertet, wenn durch die FD-CT falsche oder irreführende Informationen erhoben wurden.

Zur Beurteilung des Nutzens der FD-CT bei unterschiedlichen Fragestellungen und zum Erstellen spezifischer Applikationsprotokolle wurden zur Auswertung die Untersuchungen in 7 anatomische Gruppen eingeteilt, die sich auch hinsichtlich der Hämodynamik unterscheiden (Tab. 2).

Das Dosis-Flächen-Produkt (DAP) wurde unabhängig von der Patiententfernung im Blendengehäuse gemessen, wobei die Dosis beider Flachdetektoren für jede Aufnahme einzeln sowie für die Fluoroskopie in der Summe gemessen wurde. Zusätzlich wurde die gesamte Fluoroskopiezeit erfasst. Die Menge an verab-

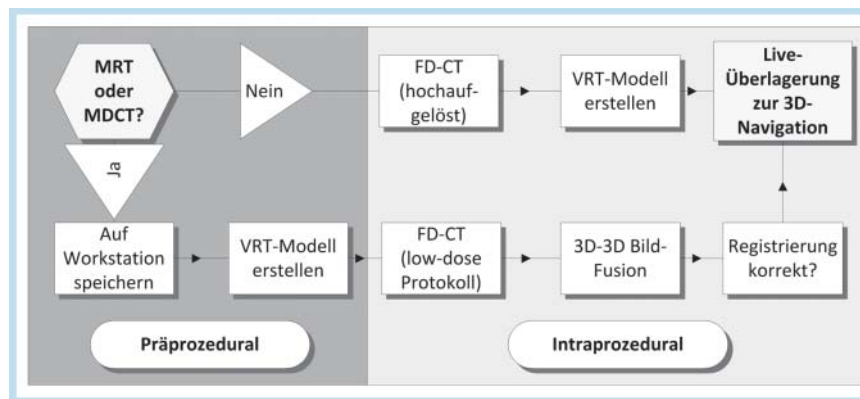


Abb. 1 Workflow. Um ein 3D-Modell aus früheren MRT oder MDCT-Untersuchungen zu erstellen und für die 3D-Navigation zu nutzen, wird eine FD-CT mit geringer Dosis (low-dose) aufgenommen. Es folgt eine 3D-3D-Fusionierung und anschließend die Überlagerung mit der Fluoroskopie. Wenn die FD-CT selbst als Datensatz zur Erstellung eines 3D-Modells für die Navigation dienen soll, wird ein hochaufgelöstes FD-CT erstellt. (MRT: Magnetresonanztomografie; MDCT: Multidetektor-Computertomografie; VRT: Volumenrendertechnik; FD-CT: Flachdetektor-Computertomografie).

Tab. 2 Gruppenspezifische Anwendungsprotokolle (Median (untere; obere Quartile)).¹

	Vorlaufzeit	Injektionsort	Kontrastmittelmenge FD-CT	Kontrastmittelkonzentration	Dosis-Flächen-Produkt
komplexe Pulmonalanatomie	1 (1; 1,5)s	Pulmonalarterie	1,77 ml/kg (1,25; 2,1)	40 % (40; 50)	99 μGym^2 (53,73; 230,03)
Glenn	1 (1; 1,5)s	obere Hohlvene	2,1 ml/kg (1,83; 2,63)	50 % (45; 50)	55,7 μGym^2 (47,9; 68,4)
TCPC	1,5 (1 – 2)s	obere + untere Hohlvene	2 ml/kg (1,51; 2,39)	50 % (39,7; 50)	70,7 μGym^2 (51,23; 160,9)
Aorta	1 (1; 1,2)s	Aortenbogen	0,96 ml/kg (0,75; 1,78)	50 % (40; 50)	131 μGym^2 (67,1; 256,3)
Semilunarklappen	1 (1; 1)s	Aorta ascendens	0,54 ml/kg (0,45; 0,63)	40 % (39,5; 40)	1016,5 μGym^2 (683,45; 1148,4)
Pulmonalvenen	2 (2; 3)s	Pulmonalarterie	1,48 ml/kg (1,03; 1,85)	40 % (32,5; 45)	43,2 μGym^2 (41,1; 436,5)
systemvenöse Tunnel	1 (1; 3)s	obere + untere Hohlvene	2,295 ml/kg (1,38; 3,42)	50 % (45,8; 50)	281,25 μGym^2 (68,43; 630,55)

¹ FD-CT: Flachdetektor-Computertomografie, TCPC: Totale cavopulmonale Anastomose.

reichem Kontrastmittel wurde für Angiografie und Fluoroskopie sowie separat für die FD-CT bestimmt.

Ergebnisse

Zwischen Januar 2010 und April 2012 wurden 176 FD-CT-Untersuchungen durchgeführt. Das mittlere Alter der Patienten war 7,0 Jahre (0,01 – 42,53 Jahre), das mittlere Gewicht der untersuchten Patienten lag bei 24,5 kg (2,38 – 91 kg). In 48 % der Fälle (84/176) wurde die FD-CT zur reinen Diagnostik, in 52 % der Fälle (92/176) im Zuge von Interventionen angewendet. In 11,5 % der Fälle (18/176) wurde die FD-CT genutzt, um eine Überlagerung von Fremd Datensätzen aus MRT oder MDCT mit der Echtzeitfluoroskopie zu generieren. Auf maschinelle Beatmung und Manipulation der Herzfrequenz durch Hochfrequenzstimulation zur Bildoptimierung wurde in der Regel verzichtet. In 12 Fällen (6,8 %) wurden die Patienten während der Untersuchung aus klinischen Gründen beatmet.

Zur Auswertung wurden die Fälle entsprechend der untersuchten anatomischen Region in 7 Gruppen unterteilt. Anhand einer 5-Punkte-Likert-Skala [12] wurden die Aussagekraft und der

Nutzen der FD-CT wie folgt beurteilt: In 96,6 % der Fälle wurden die FD-CTs als hilfreich bewertet und hatten eine diagnostische Aussagekraft, welche jene einer biplanen konventionellen Angiografie übertrifft („essenziell“, „sehr nützlich“, „nützlich“). Die einzelnen Ergebnisse der FD-CT waren: essenziell in 6 (3,4 %) Fällen, sehr nützlich in 136 (77,3 %) Fällen, nützlich in 28 (15,9 %) Fällen und nicht nützlich in 6 (3,4 %) Fällen. In keinem der Fälle führte die Untersuchung zu falschen oder irreführenden Informationen. In **Abb. 2** ist die Bewertung der FD-CT nach der Likert-Skala gruppenspezifisch aufgetragen. Die Bildqualität der FD-CT stellte sich bei herzfernen Strukturen als besonders präzise dar. Die mediane Kontrastmittelmenge für die FD-CT betrug 1,8 ml/kg (1,1; 2,2 [untere; obere Quartile]) Das mediane Dosis-Flächen-Produkt für die FD-CT war 99,0 μCym^2 (52,4; 256,8).

Anhand der Auswertung der Akquisitionsprotokolle mit einer erreichten hohen Bildqualität („essenziell“, „sehr nützlich“ und „nützlich“) benötigten wir zur Darstellung der unterschiedlichen anatomischen Regionen verschiedene Vorlaufzeiten und Kontrastmittelmengen (**Tab. 2**). Zur Darstellung der Pulmonalarterien (**Abb. 3**) verwendeten wir im Median 1,77 ml/kg (1,25; 2,1) Kontrastmittel, bei einer Vorlaufzeit von 1 s (1; 1,5). Für die Darstellung von Glenn-Anastomosen (partielle cavopulmonale Anastomosen) hingegen applizierten wir 2,1 ml/kg (1,83; 2,63) Kontrastmittel mit einer Vorlaufzeit von 1 s (1; 1,5). Bei der Darstellung von totalen cavopulmonalen Anastomosen (TCPC) wurde 2,0 ml/kg (1,51; 2,39) Kontrastmittel bei Vorlaufzeit von 1,5 s (1 – 2) benötigt. Zur Darstellung der Aorta (**Abb. 4**) wurde 0,96 ml/kg (0,75; 1,78) Kontrastmittel, mit 1 s (1; 1,2) Vorlaufzeit eingesetzt. Für die Darstellung der Semilunarklappen applizierten wir 0,54 ml/kg (0,45; 0,63) Kontrastmittel, bei einer Vorlaufzeit von stets 1 s. Zur Optimierung der Bildqualität verwendeten wir bei Klappendarstellung elektrische Stimulation des Herzens (250/s) über einen separaten, im rechten Ventrikel platzierten Pacingkatheter. Bei der Darstellung der Pulmonalvenen wiederum verwendeten wir 1,48 ml/kg (1,03; 1,85) Kontrastmittel und eine Vorlaufzeit von 2 s (2; 3). Zur Darstellung systemvenöser Tunnel (**Abb. 5**) wurde 2,3 ml/kg (1,38; 3,42) Kontrastmittel mit einer Vorlaufzeit von 1 s (1; 3) verabreicht. Die Katheter wurden dabei möglichst stabil platziert, um Artefakte durch pulsatile Bewegungen zu vermeiden. Diese waren insbesondere bei Kathetern mit Metallmarkierungen ausgeprägt. Zur weiteren Reduktion von Artefakten wurden die Katheter nicht direkt in die darzustellenden Volumina (volume of interest: VOI) gelegt, sondern proximal davon. Um gute Rekonstruktionsergebnisse zu erzielen

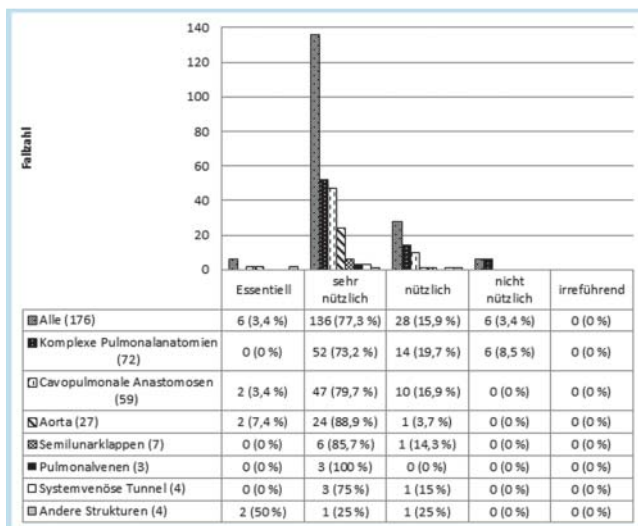


Abb. 2 Gruppenspezifische Bewertung der Fälle nach der Likert-Skala (Prozentualer Anteil der einzelnen anatomischen Regionen).

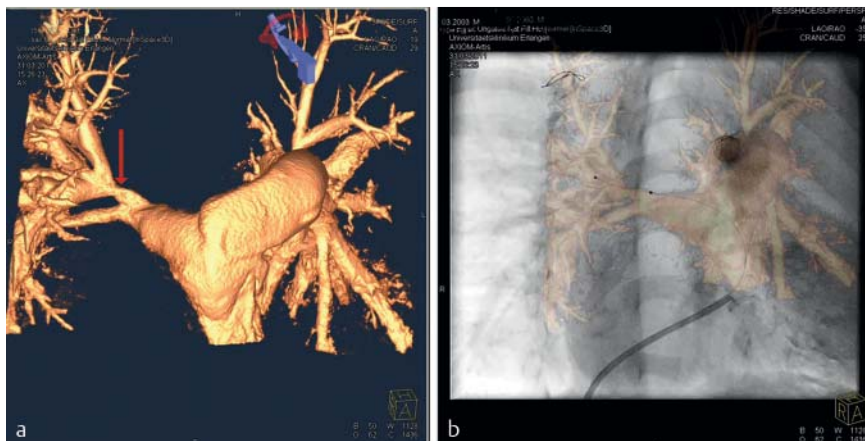


Abb. 3 Periphere Pulmonalarterienstenose (Pfeil). 6-jähriger Junge mit Transposition der großen Arterien nach arterieller Switch-Operation und Lecompte-Manöver sowie Patch-Vergrößerung der zentralen Pulmonalarterien 4 Jahre später. **a** zeigt das dreidimensionale Modell der Rotationsangiografie für Diagnostik und Interventionsplanung. **b** zeigt die Überlagerung des Modells mit der Echtzeitfluoroskopie in der Intervention (Ballonangioplastie). Durch die Angulation nach kranial und rechts lässt sich die rechte Lungenhilusregion überlagerungsfrei darstellen. Durch die Überlagerungstechnik wird ohne weitere Kontrastmittelinjektion die Navigation von Draht, Katheter und schließlich Ballonkatheter zur Intervention möglich.

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

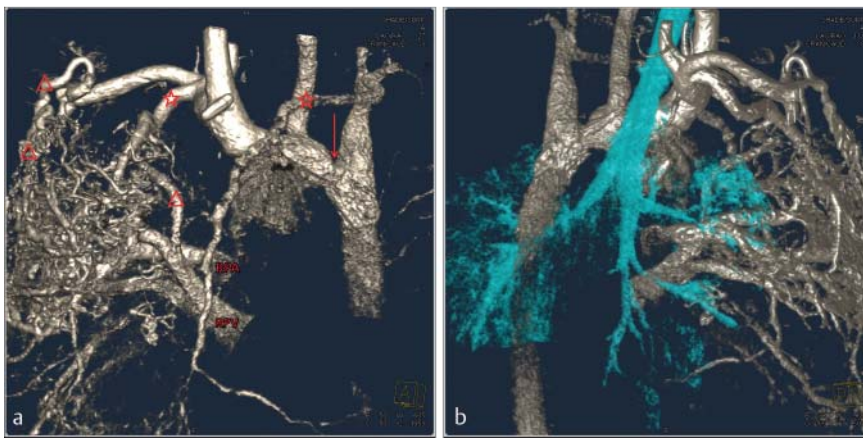


Abb. 4 Aortopulmonale Kollateralen. 2-jähriger Junge mit hypoplastischem Linksherzsyndrom. **a** zeigt ausgeprägte aortopulmonale Kollateralen (Dreiecke) und eine Aortenisthmusstenose (Pfeil). Die Sterne kennzeichnen die Arteriae mammae. **b** zeigt die Lagebeziehung zum Trachealbaum (RPV: rechte Pulmonalvene, RPA: rechte Pulmoalarterie). Der Verschluss der Kollateralen erfolgte unter Zuhilfenahme der 3D-Navigation. Erfolgt ein solcher Verschluss chirurgisch, erleichtern Leitstrukturen, wie z. B. die Luftwege, das Auffinden der Gefäße.

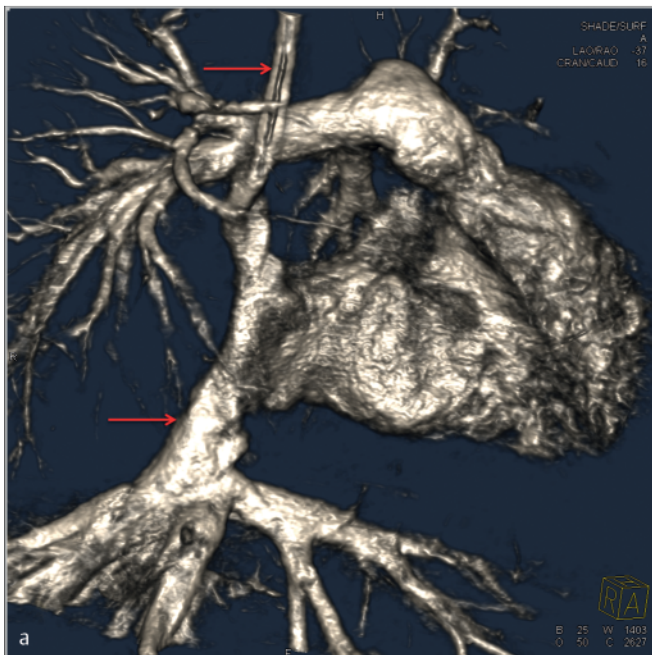


Abb. 5 Viereinhalb Monate alter Junge mit kongenital korrigierter Transposition der großen Arterien, operative Korrektur (Vorhofumkehr nach Senning und arterielle Switch-Operation „Double Switch“). Die Darstellung erfolgte unter Spontanatmung mit 150/min Herzfrequenz. Die Kontrastmittelinjektion erfolgte manuell über noch liegende zentrale Venenkatheter (Vena cava inferior und Vena jugularis interna sinistra: **a** Pfeile). **b** zeigt eine maximale Intensitäts-Projektion MIP der Pulmonalisbifurkation mit



einer Schichtdicken von 5 mm, in der Messungen durchgeführt wurden (RPA: rechte Pulmonalarterie, LPA: linke Pulmonalarterie). Nach komplexem chirurgischem Eingriff ermöglicht die postoperative Rotationsangiografie eine umfassende und hochaufgelöste Darstellung des Operationsergebnisses zum Erfassen z. B. residueller Stenosen. In der MIP lassen sich Gefäßdiameter exakt erfassen, da hier Abweichungen durch unterschiedliche Fensterung des Bildes am stärksten reduziert sind.

war es wichtig, dass das VOI während der gesamten Akquisitionszeit gleichmäßig kontrastiert war.

Diskussion

In unserem Herzkatheterlabor wurde die FD-CT in dem 28-monatigen Zeitraum von Januar 2010 bis April 2012 in 176 Fällen durchgeführt. In 96,6% der Fälle (170/176) war die Aussagekraft der FD-CT besser als die einer herkömmlichen biplanen Angiografie. In 3,4% aller Fälle (6/176) übertraf die Bildinformation der FD-CT die einer biplanen Angiografie in einem Ausmaß, dass die zusätzliche gewonnene Information das weitere therapeutische Vorgehen entscheidend beeinflusste. Die Anwendung der

FD-CT im interventionellen Rahmen wurde erstmals in der Neuroradiologie beschrieben und beschränkte sich zunächst auf die Eingriffe an unbewegten Organen [14–17]. Dennoch erweitert sich die Anwendung des Verfahrens fortlaufend und es wird seit wenigen Jahren auch in der Kardiologie eingesetzt: Die FD-CT bei der atrialen Katheterablation wurde mehrfach beschrieben und als sehr hilfreich bewertet [18–20]. Meyhöfer et al. und Schwartz et al. berichteten von Erfahrungen der Anwendung des Verfahrens als präinterventionelle Bildgebung vor Transkatheter-Aortenklappen-Implantationen (TAVI) bei Erwachsenen und befanden das Verfahren als nützlich [21, 22]. Fagan et al. beschrieben das Verfahren während der interventionellen Stentplatzierung in Pulmonalarterien [23]. Bei komplexen Interventionen erachteten sie die FD-CT als äußerst hilfreich und waren der Meinung,

sie sei theoretisch in der Lage, Grenzen der konventionellen Angiografie zu überschreiten. Krishnaswamy et al. berichteten von ihren Erfahrungen, die FD-CT zu nutzen, um im Vorfeld aufgenommene MDCT-Aufnahmen mit der Fluoroskopie im Herzkatheterlabor zu überlagern und die Überlagerung für Interventionen zu nutzen. Sie werteten die Methode als hilfreich, da anatomische Details, verglichen mit der konventionellen Angiografie, genauer dargestellt werden und die Navigation so verbessert werden kann [24]. Die Anwendung der FD-CT, um vorhandene MRT-Datensätze mit der Echtzeit-Fluoroskopie zu überlagern, wurde von Lederman et al. beschrieben [25].

Erste, über Fallberichte hinausgehende Erfahrungen der FD-CT in der Katheterisierung von Patienten mit angeborenen Herzfehlern wurden von Kapins et al., Glatz et al. sowie Glöckler et al. beschrieben, wobei sich diese auf geringere Fallzahlen als in dieser Studie beschränkten [8, 9, 26].

In der vorliegenden Studie erbrachte die FD-CT in 96,6% aller Fälle (170/176) zusätzliche Informationen und eine hohe diagnostische Bildqualität. Glatz et al. beschrieben eine derartige Bildqualität nur in 71% der Fälle, wobei sie eine geringere Fallzahl von 41 Patienten, mit einem mittleren Alter von 5,1 Jahren betrachteten. Sie befanden die FD-CT als besonders hilfreich für die Darstellung von Strukturen in der axialen Projektion sowie für die Überlagerung mit der Echtzeitfluoroskopie bei Katheterinterventionen [9]. Die bessere Bildqualität in unserer Studie könnte an der deutlich höheren Fallzahl und im Lernprozess liegen, der als Folge anfänglicher Schwierigkeiten zur Anpassung und Verbesserung der Anwendungsprotokolle führte.

Wir verwendeten durchschnittlich 1,8 ml/kg (0,9–5 ml) Kontrastmittel, wobei sowohl die Menge als auch die Konzentration des verabreichten Kontrastmittels und die Vorlaufzeit von der darzustellenden Struktur abhängen. Eine gleichmäßige Kontrastierung während der gesamten Akquisitionszeit von 5 s ist wichtig, um gute Rekonstruktionsergebnisse zu ermöglichen. Das VOI sollte bereits zu Beginn der Bildakquise gleichmäßig kontrastiert sein, dies erfordert eine der anatomischen Region als auch der Hämodynamik angepasste Vorlaufzeit des Kontrastmittels. Zur Darstellung großer VOIs eignet sich hoch verdünntes Kontrastmittel (30–40%), während bei kleinen VOIs eine höhere Kontrastmittelkonzentration von mindestens 50% gute Ergebnisse erbringt, auch weil die Katheter hier kleiner sind und eine schnelle Injektion nicht möglich ist. In einzelnen Fällen kann erheblich Kontrastmittel eingespart werden, wenn dessen Abstrom aus dem VOI reduziert wird, dies ist zum Beispiel bei der Darstellung des Aortenbogens mit einem Angiografiekatheter mit Ballon möglich, welcher dann distal der darzustellenden Struktur entfaltet wird. Durch hochfrequente Stimulation des Herzens mit einer Frequenz um 250/min wird vor allem bei herznahen Strukturen wie Koronararterien die Bildqualität durch Reduktion der

Herzbewegung deutlich verbessert, aber auch der Kontrastmittelbedarf gesenkt, jedoch wird hierfür in der Regel eine zusätzliche venöse Schleuse nötig. Katheterbedingte Artefakte können reduziert werden, indem der Katheter möglichst stabil und außerhalb des VOIs platziert wird. Das Dosis-Flächen-Produkt steigt logarithmisch mit dem Gewicht der Patienten [8] und wird erheblich durch kraniokaudale Kollimation reduziert. Unser sehr inhomogenes Patientenkollektiv spiegelt sich in der großen Spannweite des DAP.

In 4% der Fälle (7/176) konnte aus diversen Gründen keine zufriedenstellende diagnostische Qualität erreicht werden – während der Einführung dieser Methode gab es zum Teil technische Probleme oder aber die Bildqualität war unzureichend durch nicht ideal gewählte Kontrastmittelmenge oder -konzentration. In 2 Fällen verhinderten Bewegungsartefakte eine ausreichende Bildqualität.

Die Erfahrungen unserer Studie zeigen, dass die FD-CT hervorragend zur Darstellung extrakardialer Strukturen geeignet ist, da diese relative unbeeinflusst von Bewegungsartefakten sind und der Blutfluss und somit der Abtransport von Kontrastmittel dort vergleichsweise langsam ist. Auf eine Anwendung der FD-CT zur Darstellung kardialer Strukturen wurde von Vorneherein verzichtet, da hier die transthorakale und die transösophageale Echokardiografie gute Ergebnisse, auch zur Intervention, liefern. Die FD-CT eignet sich besonders gut bei der Darstellung cavopulmonaler Anastomosen [10, 27], auch die Pulmonalvenen lassen sich durch diese Methode optimal darstellen [10], beide Strukturen lassen sich in der Regel nicht mit Echokardiografie suffizient beurteilen. In der Gruppe der Patienten mit komplexen Anomalien, Stenosen und Hypoplasien der Pulmonalarterien zeigte sich die FD-CT neben der Eingriffsplanung als besonders hilfreich bei der Durchführung von interventionellen Eingriffen, da sie die Navigation in den sonst schwer einzusehenden Gebieten erleichterte. Zum einen lässt sich anhand des 3D-Modells einfach der ideale Projektionswinkel des C-Armes zur Visualisierung zum Beispiel einer atypischen Gefäßaufzweigung finden, zum anderen erleichtert dies das Wissen über die exakte dreidimensionale Anatomie die Wahl des geeigneten Katheter- und Implantationsmaterials. Während der Herzkatheterintervention selbst wird das 3D-Modell zur Navigation über die Echtzeit-Fluoroskopie gelagert. So kann ebenfalls durch direkte Steuerung des C-Bogens der ideale Blickwinkel eingestellt werden. Des Weiteren sind die Gefäße während der 3D-Navigation permanent sichtbar, ohne dass Kontrollangiografien nötig sind, dies führt besonders bei langen komplizierten Interventionen zur Einsparung von Kontrastmittel, zudem wird die Navigation sicherer, da kritische Strukturen, wie beispielsweise Gefäßabzweigungen bei Stentimplantationen, immer sichtbar sind. Hochoflösende 3D-Datensätze aus MRT (▶ **Abb. 6**) oder MDCT, welche im Vorfeld zur Diag-

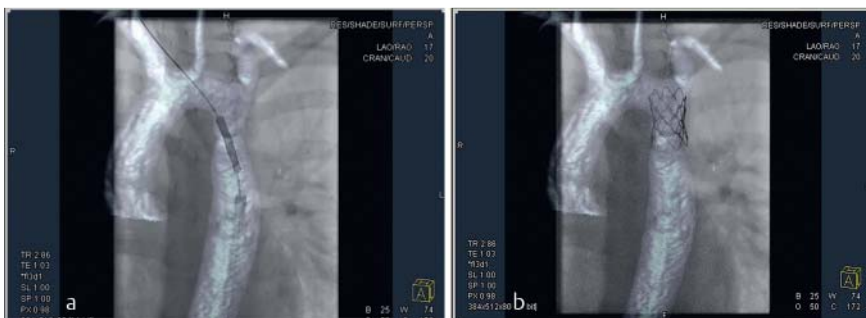


Abb. 6 MRT-Überlagerung bei Stentimplantation. 13-jährige Patientin mit hämodynamisch relevanter Re-Aortenisthmusstenose. **a, b** zeigen eine MRT-Überlagerung der Echtzeitfluoroskopie zur Stentimplantation (MRT: Magnetresonanztomografie). Mit einem relativ kleinen und dosisreduzierten 3D-Datensatz der Rotationsangiografie kann das große 3D-Modell des kompletten Aortenbogens aus der Tage vorher durchgeführten MRT zur 3D-Navigation und zur exakten Stentimplantation genutzt werden.

nosestellung angefertigt worden sind, können ebenfalls zur 3D-Navigation bei dem Herzkathetereingriff wiederverwendet werden, hierzu wird eine aktuelle FD-CT mit einer erheblich reduzierten Strahlendosis zur 3D-3D-Fusion angefertigt. Für die Planung von chirurgischen Eingriffen sind die 3D-Modelle aus der FD-CT unserer Erfahrung nach sehr hilfreich [28]. Im Vergleich zu multiplen 2D-Schnittebenen ermöglicht das 3D-Modell ein rasches Erfassen der anatomischen Verhältnisse, die 3D-Modelle können beliebig oft und aus jedem Blickwinkel betrachtet werden und lassen sich so auch dem „chirurgischen Blick“ entsprechend projizieren. Darüber hinaus kann die FD-CT umgebende Strukturen, wie Ösophagus und Trachea, sowie deren Lagebeziehung zu vaskulären und kardialen Strukturen darstellen.

Die Rekonstruktion des 3D-Modells aus den Schichtbilddatensätzen von MRT, MDCT und Rotationsangiografie benötigt eine individuell unterschiedlich lange Lernphase mit der Technik, ebenso das Fusionieren der Datensätze und das Überlagern auf die Fluoroskopie zur Intervention. Je nach Bildqualität gelingt die Rekonstruktion zu einem 3D-VRT-Modell in 2–3 min, die Fusion zweier 3D-Datensätze zusätzlich 1–2 min. Diese Arbeit sollte von einer zusätzlichen Person an der separaten Workstation durchgeführt werden, auch wenn dies umständlicher vom Bedienungspult der Angiografie-Anlage durchführbar ist.

Die vielfältigen anatomischen Anomalien und die Fülle der durchgeführten chirurgischen und katheterinterventionellen Modifikationen verhindern in der Regel ein standardisiertes Vorgehen bei der diagnostischen und interventionellen Katheterisierung von Patienten mit angeborenen Herzfehlern, somit ist ein Vergleich verschiedener Bildgebungsmodalitäten hier kaum statistisch möglich. Die objektive Beurteilung des Nutzens der FD-CT ist eine Herausforderung, welche zum einen durch die Auswertung doch relativ konstanter Eingriffe möglich wird, wie bei der Stentversorgung einer nativen Aortenisthmusstenose [28], oder aber wie bei der Analyse einer großen Untersuchungsanzahl; dies wird in Europa nur multizentrisch möglich sein.

Limitationen

Einschränkungen der Studie bestehen darin, dass es sich um eine rein retrospektive Arbeit handelt und weder das Randomisieren der Patienten noch das Erstellen einer Kontrollgruppe möglich war. Das Verfahren wurde ausschließlich eingesetzt, wenn die behandelnden Kinderkardiologen davon ausgingen, dass eine singuläre biplane Angiografie nicht ausreichen würde, sodass das Verfahren bei einfachen Interventionen nicht zum Einsatz kam. Des Weiteren kann die verwendete Likert-Skala [12, 13] nicht rein objektiv angewendet werden.

Schlussfolgerung

Die FD-CT ist zur Darstellung der extrakardialen vaskulären Anatomie bei Patienten mit angeborenen Herzfehlern präzise und erscheint der konventionellen 2D-Darstellung überlegen. Die zusätzlich gewonnenen Informationen können die weitere Behandlung entscheidend beeinflussen, wobei die Strahlendosis und das verabreichte Kontrastmittel in einem angemessenen Rahmen bleiben. Die Möglichkeit, anatomische Begebenheiten aus allen Perspektiven zu begutachten und CT-ähnliche Schnittbilder sowie hochauflösende 3D-Rekonstruktionen innerhalb von wenigen Minuten zu erstellen, können die Diagnostik sowie die Planung und Durchführung

von Interventionen in der Kinderkardiologie verbessern und sicherer machen. In unserer Arbeit beschreiben wir konkrete Applikationsprotokolle zur Darstellung unterschiedlicher anatomischer Regionen bei Kindern mit komplexen angeborenen Herzfehlern.

Abkürzungsverzeichnis

3D:	dreidimensional
BMI:	Body-Mass-Index
CT:	Computertomografie
DAP:	Dosis-Flächen-Produkt
FD-CT:	Flachdetektor-Computertomografie
MIP:	Maximale Intensitäts-Projektion
MPR:	Multiplanare Reformatierung
MDCT:	Multidetektor-Computertomografie
MRT:	Magnetresonanztomografie
VOI	Volume of Interest
VRT:	Volumenrendertechnik

Literatur

- Achenbach S, Barkhausen J, Beer M et al. Consensus recommendations of the German Radiology Society (DRG), the German Cardiac Society (DGK) and the German Society for Pediatric Cardiology (DGPK) on the use of cardiac imaging with computed tomography and magnetic resonance imaging. *Fortschr Röntgenstr* 2012; 184: 345–368
- Kyriakou Y, Struffert T, Dörfler A et al. Basic principles of flat detector computed tomography (FD-CT). *Radiologe* 2009; 49: 811–819
- Feldkamp LA, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc A* 1984; 1: 612–619
- Blendl C, Fiebich M, Voigt JM et al. Investigation on the 3 D geometric accuracy and on the image quality (MTF, SNR and NPS) of volume tomography units (CT, CBCT and DVT). *Fortschr Röntgenstr* 2012; 184: 24–31
- Schoenhagen P, Numburi U, Halliburton SS et al. Three-dimensional imaging in the context of minimally invasive and transcatheter cardiovascular interventions using multi-detector computed tomography: from pre-operative planning to intra-operative guidance. *European Heart Journal* 2010; 31: 2727–2740
- Hausegger KA, Furstner M, Hauser M et al. Clinical application of flat-panel CT in the angio suite. *Fortschr Röntgenstr* 2011; 183: 1116–1122
- Struffert T, Doerfler A. Flat-detector computed tomography in diagnostic and interventional neuroradiology. *Radiologe* 2009; 49: 820–829
- Glockler M, Koch A, Greim V et al. The value of flat-detector computed tomography during catheterisation of congenital heart disease. *European radiology* 2011; 21: 2511–2520
- Glatz AC, Zhu X, Gillespie MJ et al. Use of angiographic CT imaging in the cardiac catheterization laboratory for congenital heart disease. *JACC Cardiovascular imaging* 2010; 3: 1149–1157
- Glockler M, Koch A, Halbfass J et al. Assessment of cavopulmonary connections by advanced imaging: value of flat-detector computed tomography. *Cardiology in the young* 2012, 1–9. DOI: 10.1017/S104795111200025X
- Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P et al. *Wie Funktioniert CT?* Springer; 2011
- Ellis AR, Mulvihill D, Bradley SM et al. Utility of computed tomographic angiography in the pre-operative planning for initial and repeat congenital cardiovascular surgery. *Cardiology in the young* 2010; 20: 262–268
- Likert R. A Technique for the Measurement of Attitudes. *Archives of Psychology* 1932; 22: 1–55
- Struffert T, Dörfler A. Flachdetektor-CT in der diagnostischen und interventionellen Neuroradiologie. *Der Radiologe* 2009; 49: 820–829
- Kyriakou Y, Struffert T, Dörfler A et al. Grundlagen der Flachdetektor-CT (FD-CT). *Der Radiologe* 2009; 49: 811–819
- Gupta R, Cheung AC, Bartling SH et al. Flat-panel volume CT: fundamental principles, technology, and applications. *Radiographics* 2008; 28: 2009–2022

- 17 Kalender WA, Kyriakou Y. Flat-detector computed tomography (FD-CT). *European radiology* 2007; 17: 2767–2779
- 18 Thiagalingam A, Manzke R, D'Avila A et al. Intraprocedural Volume Imaging of the Left Atrium and Pulmonary Veins with Rotational X-Ray Angiography: Implications for Catheter Ablation of Atrial Fibrillation. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology* 2008; 19: 293–300
- 19 Tang MIN, Kriatselis C, Ye G et al. Reconstructing and Registering Three-Dimensional Rotational Angiogram of Left Atrium during Ablation of Atrial Fibrillation. *Pacing and Clinical Electrophysiology* 2009; 32: 1407–1416
- 20 Ector J, De Buck S, Nuyens D et al. Adenosine-induced ventricular asystole or rapid ventricular pacing to enhance three-dimensional rotational imaging during cardiac ablation procedures. *Europace* 2009; 11: 751–762
- 21 Meyhoer J, Ahrens J, Neuss M et al. Rotational angiography for preinterventional imaging in transcatheter aortic valve implantation. *Catheterization and cardiovascular interventions: official journal of the Society for Cardiac Angiography & Interventions* 2012; 79: 756–765
- 22 Schwartz JG, Neubauer AM, Fagan TE et al. Potential role of three-dimensional rotational angiography and C-arm CT for valvular repair and implantation. *The international journal of cardiovascular imaging* 2011; 27: 1205–1222
- 23 Fagan T, Kay J, Carroll J et al. 3D guidance of complex pulmonary artery stent placement using reconstructed rotational angiography with live overlay. *Catheterization and cardiovascular interventions: official journal of the Society for Cardiac Angiography & Interventions* 2012; 79: 414–421
- 24 Krishnaswamy A, Tuzcu EM, Kapadia SR. Three-dimensional computed tomography in the cardiac catheterization laboratory. *Catheterization and cardiovascular interventions: official journal of the Society for Cardiac Angiography & Interventions* 2011; 77: 860–865
- 25 Saikus CE, Lederman RJ. Interventional cardiovascular magnetic resonance imaging: a new opportunity for image-guided interventions. *JACC Cardiovascular imaging* 2009; 2: 1321–1331
- 26 Kapins CEB, Coutinho RB, Barbosa FB et al. Uso da Angiografia Rotacional 3D (3D-RA) em Portadores de Cardiopatias Congênitas: Experiência de 53 Casos. *Rev Bras Cardiol Invasiva* 2010; 18: 199–203
- 27 Berman DP, Khan DM, Gutierrez Y et al. The use of three-dimensional rotational angiography to assess the pulmonary circulation following cavo-pulmonary connection in patients with single ventricle. *Catheter Cardiovasc Interv* 2012; DOI: 10.1002/ccd.23461
- 28 Glockler M, Halbfass J, Koch A et al. Multimodality 3D-roadmap for cardiovascular interventions in congenital heart disease – a single-center, retrospective analysis of 78 cases. *Catheterization and cardiovascular interventions: official journal of the Society for Cardiac Angiography & Interventions* 2012; DOI: 10.1002/ccd.24646