

Aus der Abteilung Neuroradiologie  
(Prof. Dr. med. M. Knauth)  
im Zentrum Radiologie  
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

Anwendbarkeit der angiographischen CT in der  
periinterventionellen Bildgebung

Ein Vergleich mit der Multidetektor-Spiral-CT

INAUGURAL-DISSERTATION  
zur Erlangung des Doktorgrades

der Medizinischen Fakultät  
der Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von  
Marios-Nikos Psychogios  
aus Heraklion, Kreta/Griechenland  
Göttingen 2012

Dekan: Prof. Dr. rer. nat. H. Kroemer

I. Berichtstatter: Prof. Dr. med. M. Knauth

II. Berichtstatter/in:

III. Berichtstatter/in:

Tag der mündlichen Prüfung:

## Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	1
1. Einleitung	2
1.1 Interventionelle Neuroradiologie	2
1.2 Grundlagen der ACT	4
1.3 Grundlagen der MDCT	7
1.4 Rolle der CT nach einer Intervention	9
1.5 Fragestellung unserer Studie	10
2. Zusammenfassende Darstellung der Methoden	11
2.1 Patienten	11
2.2 Bildakquisition und Bildverarbeitung	12
2.3 Bildanalyse und Statistik	14
3. Zusammenfassende Diskussion	15
4. Zusammenfassung	20
5. Literaturverzeichnis	20
6. Kopie der Publikation	24

## Abkürzungsverzeichnis

ACI	Arteria carotis interna
ACM	Arteria cerebri media
ACT	angiographische CT
CT	Computertomographie
CTDI <sub>w</sub>	gewichteter Computed Tomography Dose Index
DSA	digitale Subtraktionsangiographie
EVD	externe Ventrikeldrainage
HE	Hounsfield-Einheiten
ICAS	intrakranielle Angioplastie und Stenting
ICB	intrakranielle Blutung
IPB	intraparenchymale Blutung
IVB	intraventrikuläre Blutung
MDCT	Multidetektor-Spiral-CT
MPR	multiplanare Rekonstruktionen
PACS	Picture Archiving and Communication System
PTA	perkutane transluminale Angioplastie
SAB	Subarachnoidalblutung
UMG	Universitätsmedizin Göttingen
Voxel	volumetrische Pixel

# **1. Einleitung**

## **1.1 Interventionelle Neuroradiologie**

Neben der Vielfalt an diagnostischen Verfahren und Techniken werden in der Neuroradiologie zunehmend interventionelle Verfahren zur Diagnose und Therapie von spinalen, zervikalen oder intrakraniellen Erkrankungen angewandt. Seit der Zeit von Egas Moniz und seinen diagnostischen Angiographien in der Universitätsklinik von Lissabon im Jahre 1927 (wikipedia.org) wurden viele neue Techniken und Materialien erfunden, hergestellt und ständig verbessert, so dass viele interventionelle Verfahren heutzutage als Standard für die Therapie intrakranieller Erkrankungen gelten (Molyneux et al. 2002, McDougall et al. 2012, Fiorella et al. 2011, Pierot et al. 2012). Neben der Therapie intrakranieller Stenosen mittels stentgeschützter perkutaner transluminaler Angioplastie (PTA), der endovaskulären Coilembolisation rupturierter oder nicht rupturierter intrakranieller Aneurysmen und der interventionellen Therapie von Gefäßmalformationen wird heutzutage auch die endovaskuläre Thrombektomie

langstreckiger proximaler Thrombosen intrakranieller Gefäße von interventionellen Neuroradiologen angewandt.

Bei jedem dieser Verfahren können Komplikationen auftreten, die mit der digitalen Subtraktionsangiographie (DSA) häufig inkomplett oder gar nicht erfasst werden können. Zusätzlich leiden die behandelten Patienten häufig unter schweren Krankheitsbildern, wie z.B. der Subarachnoidalblutung (SAB) oder dem akuten Schlaganfall, so dass eine engmaschige Kontrolle der intrakraniellen Verhältnisse nach Therapie erforderlich ist. Eine akute Verschlechterung der klinischen Symptome während der Intervention macht häufig einen Abbruch der Behandlung und eine Umlagerung des Patienten auf den Computertomographie(CT)-Scanner erforderlich, wo eine suffiziente Schnittbilddiagnostik des Gehirns durchgeführt werden kann. Der damit verbundene Zeitverlust und die Mobilisation des meist intubierten Patienten könnten sein Outcome negativ beeinflussen. Die angiographische CT (ACT) bietet Lösungen zu dieser Problematik, indem eine Schnittbilddiagnostik innerhalb des Angiographieraumes möglich wird.

## **1.2 Grundlagen der ACT**

Mit Flachdetektoren ausgestattete Angiographieanlagen bieten seit 2005 die sogenannte ACT (Heran et al. 2006) als eine neue Methode zur Schnittbilddiagnostik an. Weitere Namen für diese Methode sind die C-Bogen-CT, die angiographische Flachdetektor-CT, die Kegelstrahl-CT, die DynaCT™ (Siemens Angiographieanlagen) oder die XperCT™ (Philips Angiographieanlagen) (Struffert et al. 2010, Söderman et al. 2008). Basis dieser neuen Technik ist die Akquisition von Projektionsaufnahmen über einen Winkel von mehr als 180 Grad (meistens ca. 220 Grad) innerhalb von 20 Sekunden. Dabei werden zwischen 500 bis 600 Einzelaufnahmen akquiriert und mit Hilfe mathematischer Algorithmen in Schnittbildern rekonstruiert. Voraussetzung für solch eine schnelle Bildakquisition (30 Bilder/Sekunde) ist die Anwendung von Flachdetektoren. Im Gegensatz zu den früheren Bildverstärkersystemen bietet die Flachdetektor-Technologie durch eine höhere Dosiseffizienz und eine reduzierte Anfälligkeit für Artefakte (Kyriakou et al. 2009) eine verbesserte Weichteilbildgebung. Im Vergleich zu der Bildverstärker-

Technologie, welche nur für Hochkontrast-Bildgebungen ausreichend ist, können mit Flachdetektoren CT-ähnliche multiplanare Rekonstruktionen (MPR) angefertigt werden.

Grundlage der Flachdetektor-Technologie ist die Konvertierung von Röntgenstrahlen in sichtbares Licht mittels eines Szintillators, z.B. eines Cäsiumiodid-Substrats (Kyriakou et al. 2009). Unter Anwendung von Photodioden wird das ausgestrahlte Licht aufgezeichnet und in ein elektrisches Signal umgewandelt. Die Bilderzeugung erfolgt in der Ausleseelektronik, wo das elektrische Signal digitalisiert wird (Kalender und Kyriakou 2007). Diese Prozedur erlaubt eine Bildrate von etwa 5 bis 10 Bildern/Sekunde für die volle Matrix des Detektors. Dies ist für Fluoroskopie- oder DSA-Anwendungen ausreichend. Allerdings setzt die Erzeugung von CT-ähnlichen Bildern eine deutlich höhere Bildrate voraus. Dieses Problem wird aktuell mit dem sogenannten "Binning", dem Kombinieren von Pixeln, beseitigt. Für Parenchymbildgebungen wird häufig ein 2 x 2-Binning, mit einer resultierenden Matrix von 512 x 512 Pixeln, verwendet. Ein höheres Binning von 4 x 4 mit einer Matrix von 256 x 256 Pixeln erlaubt Bildraten von bis zu 60 Bildern/Sekunde, wird



aber heutzutage aufgrund der resultierenden niedrigeren Ortsauflösung weniger angewandt.

Die Akquisition der Volumendatensätze bei der ACT erfolgt bei einer konstanten Röhrenspannung von 70 Kilovolt. Anders als bei der Multidetektor-Spiral-CT (MDCT), wird bei der ACT der Röhrenstrom durch die Belichtungsautomatik reguliert und variiert zwischen 10 und 600 Milliampere. Die akkumulierte Strahlenbelastung bleibt, mit einem gewichteten Computed Tomography Dose Index ( $CTDI_w$ ) von etwa 35 mGy, dabei relativ niedrig. Die Volumendatensätze der ACT, mit einer Weite von etwa 20 und einer Höhe von etwa 25 Zentimeter, können wie normale MDCT-Datensätze in 3D- oder MPR-Reformationen bearbeitet werden. Die Kontrastauflösung der ACT, mit ungefähr 10 Hounsfield-Einheiten (HE) Differenzierbarkeit, ist geringer als die der MDCT. Dabei ist die Ortsauflösung der ACT mit mehr als 3 Linienpaaren pro Millimeter deutlich überlegen. Bei der heutigen MDCT, z.B. bei 64-Zeilen-CTs, ist eine Differenzierung von etwa 1,4 Linienpaaren pro Millimeter möglich. Bei der Rekonstruktion der ACT besteht im Allgemeinen die Möglichkeit, einen "Gefäß"- oder einen "Parenchym"-Algorithmus, sowie einen "weichen", "normalen"

oder "scharfen" Faltungskern anzuwenden. Für die Rekonstruktion von Parenchymbildern wird standardmäßig der "weiche" Faltungskern verwendet, da dieser ein niedriges Rauschen und die maximale Kontrastauflösung bietet.

### **1.3 Grundlagen der MDCT**

Bei der MDCT handelt es sich auch um eine tomographische Röntgentechnik, bei der mit Hilfe von Röntgenstrahlen der Patient aus verschiedenen Richtungen abgetastet wird (Galanski und Prokop 2006). Johann Radon entwickelte Anfang des zwanzigsten Jahrhunderts die mathematischen Grundlagen für die CT. Die ersten Prototypen wurden von Godfrey Hounsfield Anfang der 70er Jahre entwickelt. Prinzip jeder CT ist die Formation eines dünnen Röntgenfächers durch eine parallele Kollimation des Röntgenstrahls. Die Schichtdicke der Untersuchung wird durch die Kollimation bestimmt. Detektoren auf der Gegenseite der Röntgenröhre können die Abschwächung der Röntgenstrahlung erfassen. Mit Hilfe der von Radon entwickelten mathematischen Algorithmen wird die einzelne Röntgenschwächung an jedem Pixel in der entsprechenden Schicht rekonstruiert. Als nächstes erfolgt die

Umrechnung der einzelnen Schwächungswerte in sogenannte HE und die Kodierung dieser in Graustufen. Nach der Untersuchung des gesamten Volumens und der Verarbeitung der einzelnen Werte pro Schicht erhält man die eigentlichen CT-Rohdaten. Diese werden mit Hilfe eines Faltungskerns gefiltert, welcher das Bildrauschen und die Ortsauflösung der CT-Bilder definiert. Ein weicher Faltungskern verbessert das Bildrauschen, jedoch zuungunsten der Ortsauflösung, wobei ein harter Faltungskern in einem hochauflösenden, aber auch rauschreichen Bild resultiert.

Bei den CT-Geräten der ersten Generationen wurde eine inkrementelle Abtastung für die Akquisition des Untersuchungsvolumens benutzt, also eine „Schicht-an-Schicht“-Technik. Die Einführung der Spiral-CT und der MDCT hat die inkrementelle Technik, insbesondere im Bereich des Körperstamms und der Extremitäten, weitgehend ersetzt. Nur in der neuroradiologischen Bildgebung wird die inkrementelle CT weiterhin und häufig verwendet, auch wenn "state-of-the-art"-CT-Geräte vorhanden sind. Grund dafür ist die bessere Kontrastauflösung der inkrementellen Technik im Vergleich zur spiralen Abtastung, was für die Darstellung z.B. eines

Schlaganfalles sehr bedeutend ist (Bahner et al. 1998). Die bessere Kontrastauflösung erlaubt eine detaillierte Beurteilung der grauen und weißen Substanz. Somit werden auch kleinere ischämische Läsionen besser diagnostiziert.

#### **1.4 Rolle der CT nach einer Intervention**

Als Standard wird im Anschluss an eine endovaskuläre Intervention eine Schnittbilddiagnostik durchgeführt. Im Falle einer endovaskulären Coilembolisation dient die postinterventionelle CT nicht nur der Lagekontrolle der häufig präinterventionell implantierten externen Ventrikeldrainage (EVD), sondern auch der Beurteilung der Liquorraumverhältnisse. Verletzungen von kleinen Gefäßen durch den Mikrodraht und die daraus resultierende SAB gehören zu den möglichen Komplikationen einer Coilembolisation oder intrakraniellen Stentimplantation. Je nach Ausmaß und Zeitpunkt der Perforation wird die SAB in den DSA-Aufnahmen überhaupt nicht wahrgenommen. Nur in der postinterventionellen CT kann die entscheidende Diagnose gestellt und somit die weitere Therapieplanung entsprechend fortgeführt werden. Mögliche Komplikationen einer PTA der

Arteria carotis interna (ACI) sind hyperakute intrakranielle Blutungen oder verzögerte Re-Perfusionsblutungen (Buhk et al. 2006). Auch nach der endovaskulären Therapie eines akuten Schlaganfalls gehört die postinterventionelle CT zur Standardbildgebung, da die rasche Diagnose von periinterventionellen Komplikationen oder von bereits demarkierten und raumfordernd wirkenden ischämischen Arealen auch für die Prognose dieser Patienten von großer Bedeutung ist.

## **1.5 Fragestellung unserer Studie**

Ziel der vorliegenden Studie war der direkte Vergleich der ACT mit der MDCT für die intrakranielle Parenchymdiagnostik. Die 84 eingeschlossenen Patienten wurden in der Abteilung für Neuroradiologie der Universitätsmedizin Göttingen (UMG) von 2006 bis 2009 während oder direkt nach einer Intervention untersucht. Kernpunkt unserer Auswertung war die Diagnose intrakranieller Blutungen und die Beurteilbarkeit der Liquorräume. Intrakranielle Blutungen wurden in drei Kategorien geteilt (SAB, intraparenchymale (IPB) und intraventrikuläre Blutungen (IVB)) und für den supra- und

infratentoriellen Bereich bewertet. Auch die Differenzierung grauer und weißer Substanz war ein wichtiger Punkt der Studie, da sich bis zu dem Zeitpunkt der Durchführung keine andere Arbeitsgruppe mit der Fragestellung der Ischämie-Diagnostik mit Hilfe der ACT beschäftigt hatte. Letztlich wurde auch die Lage einer eventuell vorhandenen EVD beurteilt.

## **2. Zusammenfassende Darstellung der Methoden**

### **2.1 Patienten**

Insgesamt wurden 84 Patienten in unserer Studie eingeschlossen (51 Frauen, 33 Männer; Medianalter 63 Jahre, Altersbreite von 33 bis 73 Jahren) davon 38 Patienten nach Coilembolisation eines intrakraniellen Aneurysmas, 16 nach intrakranieller Angioplastie und Stenting (ICAS) und 30 nach einem akuten Schlaganfall mit intraarterieller Lysetherapie und mechanischer Entfernung des Thrombus.

Nach Rücksprache mit der Referentin der Ethik-Kommission der UMG war die Einholung eines Ethik-Votums für diese Studie

entbehrlich, da es sich um eine retrospektive Auswertung ohne personenbezogene Daten handelte.

## **2.2 Bildakquisition und Bildverarbeitung**

Für die Akquisition der ACT-Datensätze benutzen wir das DynaCT™ Protokoll unserer Angiographieanlage (Axiom Artis dBA; Siemens, Forchheim, Deutschland). Dieses Protokoll beinhaltet eine 20 sekündige Rotation des C-Bogens über einen Winkel von 220°, die die Anfertigung von 538 einzelnen Projektionen ermöglicht (Kalender und Kyriakou 2007). Der 30 x 40 Zentimeter große Detektor läßt somit eine Aufnahmebreite von 22 Zentimeter und eine Aufnahmehöhe (z-Achse) von 16 Zentimeter zu. Die Messung der Röntgendosis ergibt dabei einen  $CTDI_w$  von 35 mGy (Kyriakou et al. 2008).

Die Bildverarbeitung der ACT-Rohdaten erfolgte an einer herkömmlichen Bearbeitungsstation (Leonardo; Siemens). Zuerst wurde die Bildqualität mittels Anwendung spezieller Algorithmen (InSpace 3D; Siemens) für die Korrektur von Ringartefakten, Streustrahlung und Aufhärtungsartefakten verbessert. Ein weicher Faltungskern wurde angewandt. Die

erste Rekonstruktion resultierte in einem Datensatz von etwa 400-500 Schichten, mit einer Bildmatrix von 512 x 512 isotropischen Pixeln und einer Schichtdicke von 0,2-0,3 Millimetern. Für die Auswertung der ACT wurden von dem ersten rekonstruierten Datensatz 20 paraaxiale Schichten, analog zu der inkrementellen MDCT und parallel zur Orbitomeatallinie, rekonstruiert. Die Schichtdicke im Bereich der Schädelbasis betrug 4 Millimeter und im Bereich des Zerebrums 6 Millimeter.

Die MDCT-Aufnahmen wurden mit Hilfe eines 16-Zeilen-CTs (Aquilion 16; Toshiba Medical Systems, Tokyo, Japan, bis September 2008) oder eines 128-Zeilen-CTs (Somatom Definition AS+; Siemens, nach September 2008) angefertigt. Ungefähr 20 einzelne Schichten wurden parallel zur Orbitomeatallinie mit Anwendung der inkrementellen CT-Technik akquiriert. Die Schichtdicke im Bereich der Schädelbasis betrug 4 Millimeter und im Bereich des Zerebrums 6 Millimeter. Die Berechnung der Röntgendosis mit Hilfe des  $CTDI_w$  ergab 55-65 mGy.



Alle Bilder wurden anonymisiert und im Bilddateisystem (Picture Archiving and Communication System, PACS) der Abteilung für Neuroradiologie gespeichert. Die Auswertung erfolgte an einer herkömmlichen Bildbetrachtungsstation (Centricity RA 1000; GE Healthcare, Milwaukee, WI).

## **2.4 Bildanalyse und Statistik**

Drei Neuroradiologen, geblindet für Anamnese, klinische Symptome und Aufnahmetechnik, werteten die Aufnahmen beider Methoden an der oben genannten PACS-Station aus. Zwei von den drei Neuroradiologen verfügten über große Erfahrung mit der neuen Methode der ACT (mehr als 50 diagnostizierte ACT), während die dritte Auswerterin eine Novizin im Bereich der ACT-Diagnostik war, jedoch über Erfahrung mit der MDCT verfügte. Die Neuroradiologen werteten beide Methoden mit Hilfe eines skalierten Verfahrens aus. Es wurden anatomische Strukturen und relevante periinterventionelle Pathologien evaluiert: das supra- und infratentorielle Ventrikelsystem; die supra- und infratentoriellen Subarachnoidalräume; das Vorhandensein von SAB, IPB, IVB;

die Abgrenzbarkeit von Basalganglien, Inselkortex und Zentralkortex; und die Lokalisation der Katheterspitze im Falle einer vorherigen EVD-Implantation. Für die statistische Evaluation wendeten wir eine einfache deskriptive Statistik an. Zusätzlich wurde der Wilcoxon-Test mit Hilfe des "Statistical Package for the Social Sciences 16" (SPSS 16; Chicago, IL) berechnet, um die Signifikanz der Übereinstimmung der zwei Methoden zu überprüfen. P-Werte kleiner als 0,05 wurden als signifikant betrachtet. Die Interrater-Reliabilität evaluierten wir mit Hilfe des Kappa-Wertes (Cohen 1968).

### **3. Zusammenfassende Diskussion**

Nach neuroendovaskulären Interventionen bietet die ACT ein innovatives Verfahren der Schnittbilddiagnostik, welches eine sofortige Detektion von Hämorrhagien oder Liquoraufstau innerhalb des Angiographieraumes ermöglicht (Heran et al. 2006, Doelken et al. 2008, Struffert et al. 2009). In Übereinstimmung mit früheren Studien, die für die ACT eine sehr gute Detektionsrate einer ICB im Vergleich zur MDCT

zeigten, wies die ACT auch in unserer Studie keinen statistisch signifikanten Unterschied in der Diagnose einer ICB nach. In allen untersuchten Subgruppen der Blutungen (SAB, IVB und IPB) haben die Rater der ACT überwiegend "diagnostische" Werte erteilt (On-line Tabelle 1 der Publikation, S. 31). Es gab keine Einschränkung der Bildqualität aufgrund von Bewegungsartefakten. In Abbildung 1 der Publikation kann man nach ICAS im Bereich der ACM rechts mit Hilfe der ACT eine periinterventionelle Komplikation, im Sinne einer SAB mit subarachnoidalem Austritt von Kontrastmittel nach Perforation eines kleinen Mediaastes, erkennen. Die schnelle Diagnose einer solchen Komplikation ist entscheidend für die weitere Therapie und das klinische Ergebnis des Patienten. Die medikamentöse oder eine eventuelle interventionelle Therapie kann somit rasch eingeleitet werden. Des Weiteren wird dadurch ein zeitlich aufwändiger und potentiell gefährlicher Transfer eines Patienten in den CT-Raum zur weiteren Abklärung vermieden. Ein weiteres Beispiel wird in Abbildung 2 demonstriert; hier wird in der ACT eine IPB und IVB nach Ruptur eines venösen Aneurysmas abgebildet. Die korrekte

Lage der EVD kann sowohl in der ACT als auch in der MDCT exakt nachgeprüft werden.

Die ACT erwies sich in unserer Studie auch für die Beurteilung der Liquorräume als zuverlässig. Wie unsere Ergebnisse zeigen, ist die ACT mit der MDCT für die Beurteilung des supratentoriellen Ventrikelsystems und der Subarachnoidalräume vergleichbar. Nur im infratentoriellen Bereich gibt es, primär aufgrund von Aufhärungsartefakten, Limitationen.

In Bezug auf die Differenzierung grauer und weißer Substanz und der Diagnose ischämischer Läsionen ergab die ACT deutliche Einschränkungen. Die meisten Werte in dieser Kategorie waren "erkennbar, aber nicht diagnostisch" und es gab eine signifikante Menge an Aufnahmen, welche hinsichtlich der Darstellung von Basalganglien und Inselkortex als nicht "erkennbar" ausgewertet wurden. Dabei ist zu beachten, dass nicht nur akute ischämische Läsionen, sondern auch ältere abgeräumte Ischämien, übersehen werden können. Ein charakteristisches Beispiel sehen wir in Abbildung 1 der Publikation, wo ein älterer frontaler Infarkt rechts mit Hilfe der

MDCT diagnostiziert wird. Im Vergleich dazu ist dieser Infarkt in der ACT nicht abgrenzbar. Ein weiteres Beispiel ist in Abbildung 4 dargestellt. Nach erfolgreicher Rekanalisation einer Thrombose der Arteria basilaris kann eine frische thalamische Ischämie sowohl in der MDCT als auch in der ACT diagnostiziert werden, aber der miterfasste rechtsseitige Posteriorinfarkt ist in der ACT nicht erkennbar.

Die Kappa-Statistik zeigt eine gute Übereinstimmung zwischen den Ratern für die ACT und eine perfekte Übereinstimmung für die MDCT. Die ACT ermöglicht eine Schichtbilddiagnostik, wie im Rahmen einer MDCT, mit MPR. So sind auch Radiologen, die über wenig Erfahrung mit der ACT verfügen, aber bereits mit der MDCT vertraut sind, schnell in der Lage, ACT Aufnahmen richtig zu betrachten und auszuwerten.

Die applizierte Röntgendosis für die Anwendung eines 20-Sekunden-ACT-Protokolls beträgt etwa 35 mGy ( $CTDI_w$ ). Die konventionelle inkrementelle MDCT verfügt über einen Referenzwert von etwa 60 mGy (Bundesamt für Strahlenschutz 2010). Diese Dosis liegt deutlich höher als die einer Rotationsangiographie (5-Sekunden-3D-DSA-Protokoll,  $CTDI_w$

~9 mGy), jedoch sind die zusätzlichen Projektionen und Dosis der 20-Sekunden-Aufnahme für eine suffiziente Kontrastauflösung erforderlich (Schueler et al. 2005, Kyriakou et al. 2008). Im Gegensatz zu Kyriakou et al., die ein Hochdosis-ACT-Protokoll mit einem  $CTDI_w$  von 75 mGy verwendeten, wurde in unserer Studie immer das Niedrig-Dosis-ACT-Protokoll angewandt.

Ein weiterer, jedoch von uns in dieser Studie nicht untersuchter Aspekt der ACT ist die Abbildung kleiner Hochkontrast-Objekte, wie z.B. kleine intrakranielle Stents. Diese Funktion ist nach ICAS besonders wichtig, da mit derselben ACT-Aufnahme, welche für die Parenchyndarstellung benutzt wird, auch dünnere MPR angefertigt werden können und die exakte Lage und vollständige Entfaltung des Stents verifiziert werden kann (Abb. 1). Aufgrund der sehr guten räumlichen Auflösung der ACT sind MPR mit einer isotropischen Auflösung von etwa 0,1-0,2 mm möglich. Diese Aufnahmen erlauben eine bessere Abbildung kleiner intrakranieller Stents im Vergleich z.B. zur DSA oder MDCT (Benndorf et al. 2005, Ebrahimi et al. 2007).

## **4. Zusammenfassung**

Die ACT ist eine sehr brauchbare Untersuchung in der periinterventionellen Diagnostik. In der Detektion einer ICB oder eines Hydrozephalus, sowie in der Verifikation der korrekten Lage der EVD-Spitze, erzielte in unserer Studie die ACT gleichgute Ergebnisse wie die MDCT. Jedoch ist die ACT, im Vergleich zur MDCT, noch nicht ausreichend für eine suffiziente Darstellung ischämischer Läsionen entwickelt.

## **5. Literaturverzeichnis**

Bahner ML, Reith W, Zuna I, Engenhardt-Cabillic R, van Kaick G (1998):

Spiral CT vs incremental CT: is spiral CT superior in imaging of the brain?  
Eur Radiol 8: 416-420

Benndorf G, Strother CM, Claus B, Naeini R, Morsi H, Klucznik R, Mawad ME (2005):

Angiographic CT in cerebrovascular stenting. AJNR Am J Neuroradiol 26:  
1813-1818

Buhk JH, Cepek L, Knauth M (2006):

Hyperacute intracerebral hemorrhage complicating carotid stenting should be distinguished from hyperperfusion syndrome. *AJNR Am J Neuroradiol* 27: 1508-1513

Bundesamt für Strahlenschutz (2010):

Diagnostische Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenuntersuchungen. *Bundesanzeiger* 143: 17503-17510

Cohen J (1968):

Weighted kappa: nominal scale agreement with provision for scaled disagreement or partial credit. *Psychol Bull* 70: 213-220

Doelken M, Struffert T, Richter G, Engelhorn T, Nimsky C, Ganslandt O, Hammen T, Doerfler A (2008):

Flat-panel detector volumetric CT for visualization of subarachnoid hemorrhage and ventricles: preliminary results compared to conventional CT. *Neuroradiology* 50: 517-523

Ebrahimi N, Claus B, Lee CY, Biondi A, Benndorf G (2007):

Stent conformity in curved vascular models with simulated aneurysm necks using flat-panel CT: an in vitro study. *AJNR Am J Neuroradiol* 28: 823-829

Fiorella DJ, Turk AS, Levy EI, Pride GL Jr, Woo HH, Albuquerque FC, Welch BG, Niemann DB, Aagaard-Kienitz B, Rasmussen PA (2011):

U.S. Wingspan Registry: 12-month follow-up results. *Stroke* 42: 1976-1981

Galanski M, Prokop M:

Ganzkörper-Computertomographie. 2. Auflage; Thieme Verlag, Stuttgart 2006



Heran NS, Song JK, Namba K, Smith W, Niimi Y, Berensteing A (2006):

The utility of DynaCT in neuroendovascular procedures. *AJNR Am J Neuroradiol* 27: 330-332

Kalender WA, Kyriakou Y (2007):

Flat-detector computed tomography (FD-CT). *Eur Radiol* 17: 2767-2779

Kyriakou Y, Richter G, Dörfler A, Kalender WA (2008):

Neuroradiologic applications with routine C-arm flat panel detector CT: evaluation of patient dose measurements. *AJNR Am J Neuroradiol* 29: 1930-1936

Kyriakou Y, Struffert T, Dörfler A, Kalender WA (2009):

Basic principles of flat detector computed tomography. *Radiologe* 49: 811-819

McDougall CG, Spetzler RF, Zabramski JM, Partovi S, Hills NK, Nakaji P, Albuquerque FC (2012):

The Barrow Ruptured Aneurysm Trial. *J Neurosurg* 116: 135-144

Molyneux A, Kerr R, Stratton I, Sandercock P, Clarke P, Shrimpton J, Holman R (2002):

International Subarachnoid Aneurysm Trial (ISAT) of neurosurgical clipping versus endovascular coiling in 2143 patients with ruptured intracranial aneurysms: a randomised trial. *Lancet* 360: 1267-1274

Pierot L, van der Bom IM, Wakhloo AK (2012):

Advances in stroke: advances in interventional neuroradiology. *Stroke* 43: 310-313

Schueler BA, Kallmes DF, Cloft HJ (2005):

3D cerebral angiography: radiation dose comparison with digital subtraction angiography. *AJNR Am J Neuroradiol* 26: 1898-1901

Söderman M, Babic D, Holmin S, Andersson T (2008):

Brain imaging with a flat detector C-arm: Technique and clinical interest of XperCT. *Neuroradiology* 50: 863-868

Struffert T, Richter G, Engelhorn T, Doelken M, Goelitz P, Kalender WA, Ganslandt O, Doerfler A (2009):

Visualisation of intracerebral haemorrhage with flat-detector CT compared to multislice CT: results in 44 cases. *Eur Radiol* 19: 619-625

Struffert T, Eyupoglu IY, Huttner HB, Engelhorn T, Doelken M, Saake M, Ganslandt O, Doerfler A (2010):

Clinical evaluation of flat-panel detector compared with multislice computed tomography in 65 patients with acute intracranial hemorrhage: initial results. *Clinical article. J Neurosurg* 113: 901-917

## **6. Kopie der Publikation**

AJNR Am J Neuroradiol, Aug 2010, 31:1226-31

DOI 10.3174/ajnr.A2086

Innerhalb der Dissertation Seite 25-31

Feasibility of Angiographic CT in Peri-Interventional Diagnostic Imaging: A Comparative Study with Multidetector CT

Psychogios MN<sup>1</sup>, Buhk JH<sup>2</sup>, Schramm P<sup>1</sup>, Xyda A<sup>1</sup>, Mohr A<sup>1</sup>, Knauth M<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Department of Neuroradiology, University Medicine Goettingen, Goettingen, Germany

<sup>2</sup> Department of Diagnostic and Interventional Radiology, University Hospital Hamburg-Eppendorf, Hamburg, Germany

ORIGINAL  
RESEARCH

M.-N. Psychogios  
J.-H. Buhk  
P. Schramm  
A. Xyda  
A. Mohr  
M. Knauth



# Feasibility of Angiographic CT in Peri-Interventional Diagnostic Imaging: A Comparative Study with Multidetector CT

**BACKGROUND AND PURPOSE:** The ability to perform neuroimaging on the angiography suite is important in making decisions during neurointerventions. Our aim was the evaluation of ACT as a fast available diagnostic tool during and after neuroendovascular procedures and the comparison of ACT with postinterventional MDCT.

**MATERIALS AND METHODS:** Eighty-four peri-interventional ACT acquisitions were obtained and evaluated: 38 after coil embolization of cerebral aneurysms, 16 after intracranial angioplasty with stent placement, and 30 after endovascular mechanical thrombectomy and lysis. Interventions and ACTs were performed on a biplane angiography system equipped with flat panel detectors. Postprocessing was performed on a dedicated workstation, and multiplanar reformations were generated. Reference studies were performed on a 16- or 128-section MDCT scanner. All studies were independently evaluated by 3 blinded neuroradiologists. The Wilcoxon test was applied for the statistical analysis.

**RESULTS:** ACT and MDCT images were of equal diagnostic quality in most cases related to the supratentorial ventricular system and the detection of hemorrhages (subarachnoidal, intraparenchymal, and intraventricular). Regarding the supratentorial ventricular system, an adequate diagnostic quality was assigned to 94% of the ACT acquisitions. For the detection of hemorrhage, no statistically significant difference was noted between ACT and MDCT. However, for the infratentorial region, ACT performed relatively poorly compared with MDCT. The diagnostic evaluation of gray matter (basal ganglia, insular cortex, and central cortex) by ACT is not sufficient, with <20% of the acquisitions scoring a diagnostic value.

**CONCLUSIONS:** After neuroendovascular procedures and within the angiography suite, ACT enables an immediate detection of peri-interventional hemorrhage or hydrocephalus. However, for the detection of cerebral infarction, ACT is not yet reliable.

**ABBREVIATIONS:** ACT = angiographic CT;  $CTDI_w$  = weighted CT dose index; DSA = digital subtraction angiography; EVD = external ventricular drainage catheter; HU = Hounsfield unit; ICH = intracerebral hemorrhage; IPH = intraparenchymal hemorrhage; IVH = intraventricular hemorrhage;  $\kappa_w$  = weighted  $\kappa$ ; MDCT = multidetector CT; MPR = multiplanar reformations; SAH = subarachnoidal hemorrhage; ST = section thickness

Flat panel detector—equipped angiography systems provide a new method of volume imaging called ACT or flat panel volume CT. This method enables the CT-like assessment of soft-tissue structures.<sup>1</sup> Contrary to 3D rotational angiography, which is primarily a technique to visualize high-contrast targets like contrast-enhanced intracranial vessels, ACT produces CT-like images of low-contrast tissues such as the cerebral parenchyma, contributing to the detection of potential complications like hemorrhage or hydrocephalus during or directly after the intervention, within the angiography suite.<sup>2</sup> ACT is a method based on the development and use of flat panel detectors in angiographic devices, providing much higher acquisition speed and image-information attenuation

than formerly used image-intensifier-equipped systems.<sup>3</sup> Furthermore, ACT provides a CT-like contrast resolution allowing the depiction of objects down to 10 HU of attenuation difference.<sup>4-6</sup> The spatial resolution can be even higher than that in current MDCT examinations with an isotropic resolution of <0.1 mm.<sup>7</sup> Also, ACT, being a volume dataset of approximately 20-cm width and 25-cm height, can be applied for 3D and MPR in the same way as a spiral CT dataset. All these technical aspects of ACT make it an application of potentially great importance during or after neurointerventional procedures.<sup>8-10</sup>

In our study, we included 84 ACTs acquired on a biplane angiography scanner, during or immediately after a neuroendovascular procedure, in the period of 2006–2009. The purpose of our study was to evaluate the feasibility and diagnostic value of ACT in peri-interventional imaging and, particularly, in the detection and progress of hemorrhage or hydrocephalus. In addition, we aimed to evaluate the differentiation of gray and white matter, trying to observe if there is a capability to perform stroke imaging within the angiography suite. The ACTs were scored on a 3-point scale and statistically compared with postinterventional MDCT images obtained di-

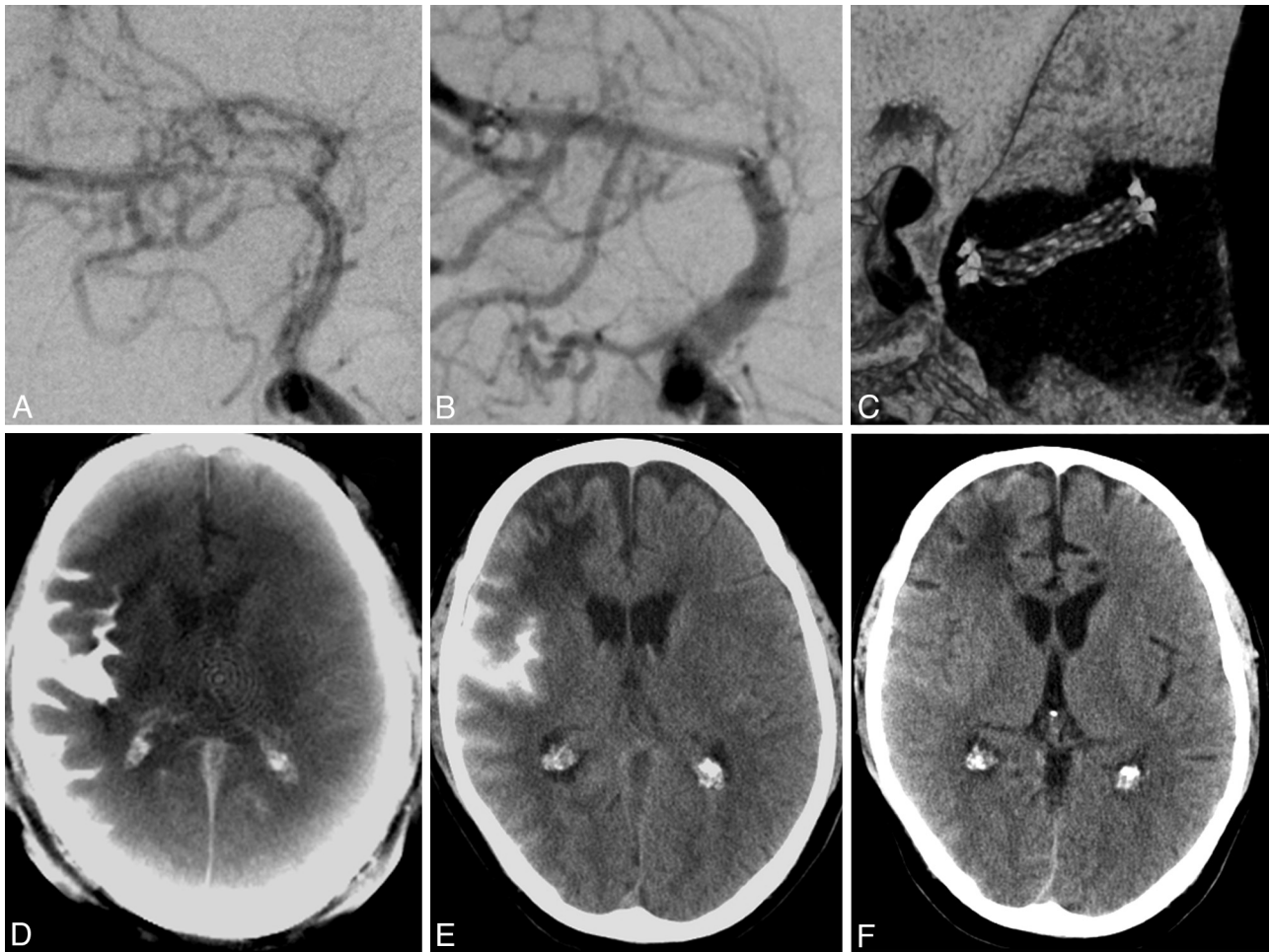
Received November 24, 2009; accepted after revision January 29, 2010.

From the Department of Neuroradiology, (M.-N.P., P.S., A.X., A.M., M.K.) University Medicine Goettingen, Goettingen, Germany and Department of Diagnostic and Interventional Radiology (J.-H.B.), University Hospital Hamburg-Eppendorf, Hamburg, Germany.

Paper previously presented at: Annual Meeting of the European Congress of Radiology, March 7–11, 2008; Vienna, Austria; preliminary results after 40 cases.

Please address correspondence to M.N. Psychogios, MD, Department of Neuroradiology, University Medicine Goettingen, Robert Koch 40, 37075, Goettingen, Germany; email: m.psychogios@med.uni-goettingen.de

DOI 10.3174/ajnr.A2086



**Fig 1.** A, A 51-year-old man with a symptomatic middle cerebral artery stenosis. B, After percutaneous transluminal angioplasty and application of a Wingspan stent (Boston Scientific, Natick, Massachusetts), DSA depicts the successful vessel reconstruction. C, Stent conformity and deployment are displayed on 3D reconstructions after postprocessing the same volume dataset that provided us with the ACT. The postinterventional ACT (D) shows an SAH and contrast-agent accumulation primarily in the right lateral sulcus. MDCT (E) verifies this finding. The supratentorial ventricular system can be sufficiently evaluated in both examinations. The old right anterior cerebral artery infarction can be diagnosed on MDCT (E) but is undetectable on the ACT examination (D). F, Follow-up MDCT after 3 days shows complete resolution of SAH.

rectly after the procedure or in a time period of 4 hours after the intervention.

## Materials and Methods

### Patients

Between November 2006 and May 2009, 84 patients (51 women, 33 men; age range, 32–73 years; median age, 63 years) underwent a neuroendovascular procedure in our department. Coil embolization of ruptured cerebral aneurysms was performed in 38 patients. Sixteen patients underwent an intracranial angioplasty with stent placement, and 30, an endovascular mechanical thrombectomy and lysis. In most patients with ruptured aneurysms and SAH, an EVD was applied before the endovascular procedure. ACT was performed to rule out any peri-interventional complications such as hemorrhage or hydrocephalus, to confirm the exact position of the EVD but also to diagnose possible signs of cerebral infarction or edema.

Approval of the local ethics committee was obtained.

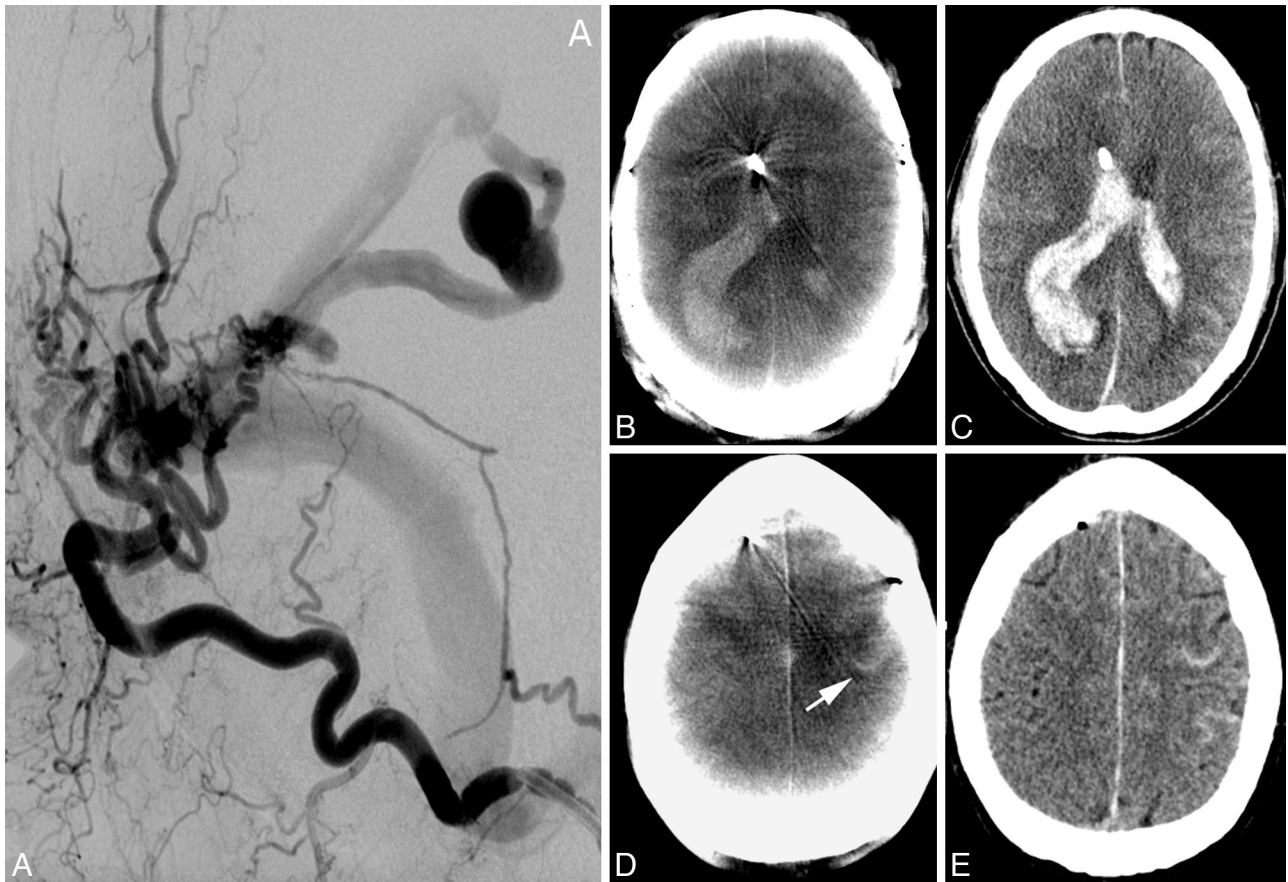
### Image Acquisition

Neuroendovascular procedures and ACTs were performed on a biplane angiography system equipped with flat panel detectors (Axiom Artis dBA; Siemens, Forchheim, Germany). For the ACT acquisition, we used the DynaCT program (Siemens) in our suite with the

following parameters: 20 seconds of rotation; 538 projections; 220° total angle;  $CTDI_{w}$ , approximately 35 mGy (manufacturer's information);  $30 \times 40$  cm detector, which allows the reconstruction of a nontruncated volume of approximately 22 cm (in-plane) and 16 cm (in the z-direction). Conventional multisection CT scans were obtained within 4 hours after the intervention on a 16-section CT scanner (Aquilion 16; Toshiba Medical Systems, Tokyo, Japan) until September 2008 and on a 128-section CT scanner (Somatom Definition AS+, Siemens) thereafter. Approximately 20 sections were acquired parallel to the canthomeatal plane by using an incremental technique. STs were 4 and 6 mm in the skull base and cerebrum, respectively.

### Image Postprocessing

Postprocessing of the rotational image data to a volume dataset was performed by using a dedicated commercial software on a Leonardo medical workstation (InSpace 3D, Siemens). The software includes system-specific algorithms to correct beam hardening, scattered radiation, truncated projections, and ring artifacts. Reconstruction resulted in a volume dataset of approximately 400–500 sections with a  $512 \times 512$  matrix. Single-section thickness was 0.2–0.3 mm (isotropic). For retrospective evaluation of ACT, data were further processed into 20 modified axial sections, parallel to the canthomeatal plane and analog to the conventional cranial MDCT (skull base ST, 4 mm;



**Fig 2.** A 65-year-old man. *A*, Lateral occipital artery angiogram shows a tentorial dural fistula and a venous aneurysm. *B–E*, The ACT examination (*B*) after EVD application and diagnostic angiography depicts a large IVH and a small IPH of the right parietal lobe. Small amounts of SAH in a frontal sulcus on the left side can also be detected on the ACT examination (*D*, arrow). These findings can be confirmed on MDCT images (*C* and *E*). The exact position of EVD catheter tip can be accurately depicted on both examinations.

cerebrum ST, 6 mm). Window levels were not standardized, allowing the observers to choose their preferred window values on the PACS workstation. The images were anonymized, coded, and put in a PACS folder to be viewed under diagnostic conditions.

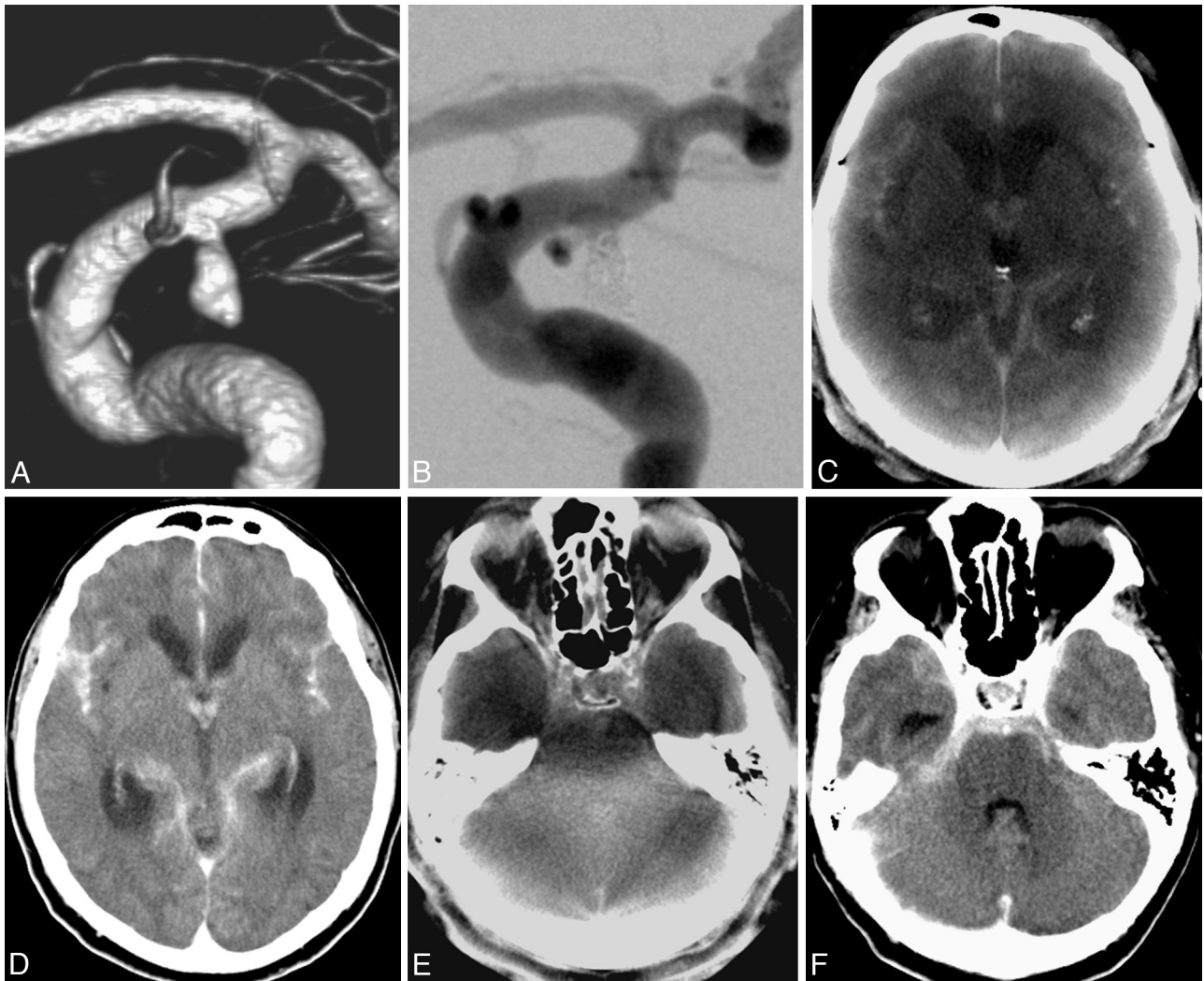
### Image Analysis and Statistics

Three neuroradiologists (M.K., J.-H.B., and A.X.), blinded to history, clinical symptoms, and acquisition technique, examined the datasets by using a PACS workstation (Centricity RA 1000; GE Healthcare, Milwaukee, Wisconsin). Two of the neuroradiologists (M.K., J.-H.B.) were very familiar with ACT examinations (>50 diagnosed ACTs), while the third (A.X.) was less experienced with this kind of procedure. Raters were asked to evaluate the examinations by using a scaled scoring system (0 = not identifiable; 1 = identifiable, but not diagnostic; and 2 = diagnostic) regarding anatomic structures and important pathologies relevant for the peri-interventional diagnosis: supra- or infratentorial ventricular system and supra- or infratentorial subarachnoidal space; SAH, IPH, IVH; diagnostic evaluation of the basal ganglia and insular and central cortices; and location of the catheter tip (in case of EVD placement). Contingency tables and Wilcoxon signed ranks tests, to compare overall scores within categories, were calculated by using the Statistical Package for the Social Sciences 16 (SPSS; Chicago, Illinois). *P* values < .05 were considered statistically significant. Interobserver agreement was evaluated with weighted  $\kappa$  statistics, with a value above  $\kappa_w = 0.60$  representing substantial agreement.<sup>11</sup>

### Results

As expected, MDCT mostly scored diagnostic values in the evaluation of the various categories and was used as the criterion standard for the comparison with ACT. The results of all ratings are presented in On-line Table 1. Depicting the supratentorial ventricular system, ACT proved to be as reliable as MDCT, scoring a total of 94% of diagnostic values, 6% of identifiable values, and 0% of “not identifiable” scores (97.6%, 2.4%, and 0%, respectively, for MDCT; On-line Table 1). The Wilcoxon test showed no statistically significant difference between the 2 modalities in this category (*P* = .26). For example, in Fig 1*D*, we can diagnose the normal width of the supratentorial ventricular system on ACT. Both ACT (Fig 1*D*) and MDCT (Fig 1*E*) scans were assigned a diagnostic value in this case. In Fig 2*B*, the dilation of the supratentorial ventricular system due to IVH can be reliably detected on the ACT examination. In the evaluation of the supratentorial subarachnoidal space, ACT proved to be diagnostic in 84.5% of cases (MDCT, 91.7%; *P* = .16). Sulcal effacement can be diagnosed without any problems on the ACT scan in Fig 2*B*. ACT scores are moderate regarding the analysis of the infratentorial ventricular system with 60.7% of “diagnostic” values, but only 3.6% of the cases were “not identifiable.” Also, regarding the infratentorial subarachnoidal space the “diagnostic” values of ACT dropped further, being only 28.6% of the total, with 16.6% of the examinations tagged as “not identifiable” (Fig 3*E*). In





**Fig 3.** A, Ruptured distal carotid artery aneurysm of a 72-year-old man with acute SAH, Hunt and Hess 4. B, After endovascular treatment with Guglielmi detachable coils (Boston Scientific). C–F, ACT images (C and E) show the SAH and IVH as well as dilation of the supratentorial ventricular system. In contrast to MDCT (F), the fourth ventricle cannot be evaluated in the ACT examination (E) due to beam hardening artifacts. After implantation of a lumbar drain, follow-up MDCT scans (D and F) show a slight decrease of the lateral ventricle size.

comparison, MDCT scores for the infratentorial subarachnoidal space are, to a great extent, “diagnostic,” with 91.7% (Fig 3F).

ACT scored 90.3% of “diagnostic” values by the assessment of SAH, with the reviewers detecting 40 of the 41 SAHs seen in MDCT ( $P = .08$ , Figs 1 and 2D). In 3 cases, SAH could not be exactly quantified with ACT, thus scoring an “identifiable but not diagnostic” value. ACT produced similar results in the case of IPH and IVH, with 83.9% and 80% of “diagnostic” values, respectively (MDCT: 93.5% and 92%,  $P = .16$  and  $P = .11$ , Figs 2, 3). Twenty-nine of 31 IPHs and 24/25 IVHs could be depicted with ACT, proving a very good overall sensitivity for ICH. Three of the 41 SAHs and 2 of the 31 IPHs occurred during an intervention. All other hemorrhages occurred before treatment.

In the evaluation of gray matter, ACT scored very poor results: 17.8% for the basal ganglia, 44% for the insular cortex, and 13.1% for central cortex tagged as “not identifiable” ( $P < .05$  in all 3 categories). Less than 20% of ACTs were assigned a “diagnostic” value regarding all regions of gray matter tested. Especially the evaluation of the insular cortex is notably lim-

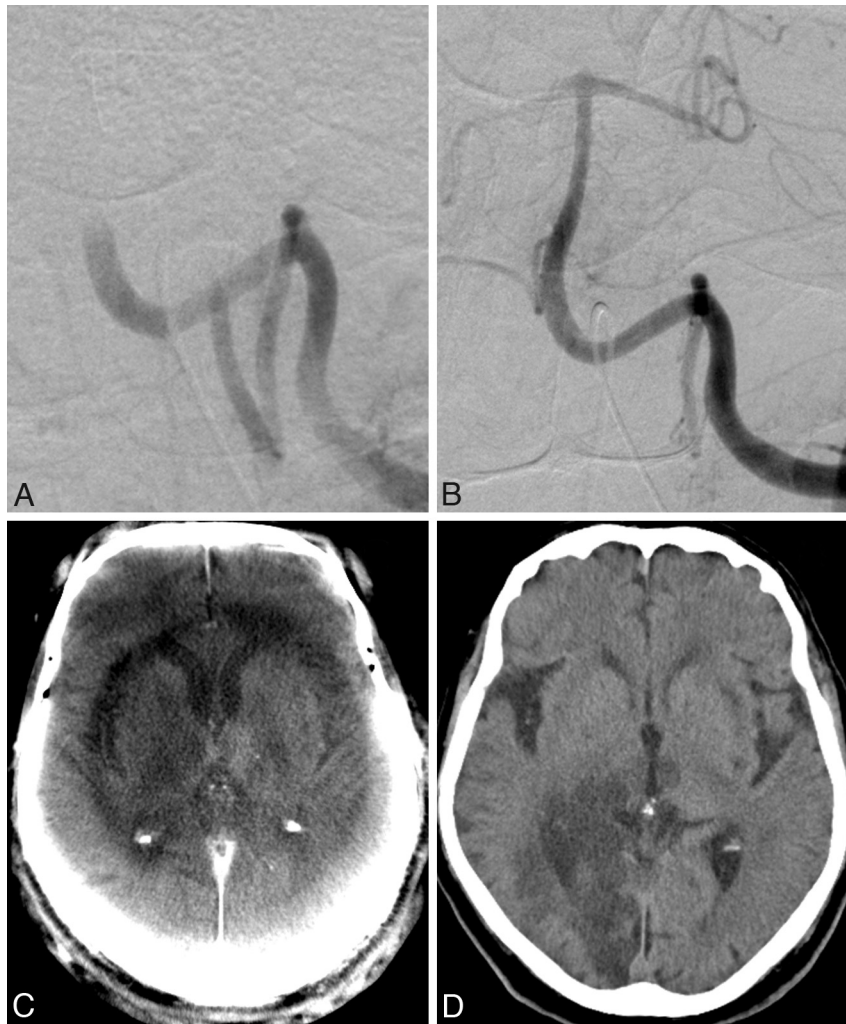
ited on ACTs due to ring artifacts (Fig 4C). In most cases, some regions of gray matter can be identified on ACT images, but reliable diagnosis of decreased attenuation or loss of gray-white borders is impossible.

Concerning the position of the EVD tip, there are no statistically significant differences between ACT and MDCT. With 97.1% of “diagnostic” values ( $P = .56$ ), ACT proved to be a reliable tool for the confirmation of correct catheter placement.

The results of  $\kappa$  statistics regarding the ratings among the categories are seen in the Table. All observers were controlled against each other regarding every method. Almost perfect agreement was documented among MDCT results ( $\kappa_w > 0.8$ ) and substantial agreement among ACT ratings ( $\kappa_w > 0.6$ ).

## Discussion

After neuroendovascular procedures and within the angiography suite, ACT provides cross-sectional CT-like images and enables an immediate detection of hemorrhage or hydrocephalus.<sup>1,2,10</sup> To the best of our knowledge, this is the largest retrospective study exploring the potential of ACT in the



**Fig 4.** A, A 63-year-old woman with acute basilar artery thrombosis. B and C, After recanalization of the artery with a Penumbra System (Penumbra, Alameda, California) (B), an acute ischemic lesion of the right thalamus can be seen on the ACT images (C). There is no complication in the form of an IPH or SAH. Typical ring artifacts can be seen on ACT and should not be confused with areas of cerebral edema. D, The follow-up MDCT after 2 hours confirms the thalamic infarction but also depicts a right occipital lobe infarction, which was undetectable on the ACT examination.

Interobserver agreement		
	MDCT	ACT
Observer 1 vs 2	0.91	0.82
Observer 1 vs 3	0.87	0.72
Observer 2 vs 3	0.86	0.69
Mean $\kappa_w$	0.88	0.74

emergency diagnosis and the first evaluating the power of ACT in the detection of ischemic lesions.

In accordance with previous studies, in which ACT was proved to be as reliable as MDCT for the detection of ICH, in our collective experience, ACT showed no statistical significance in the evaluation of SAH, IPH, or IVH in comparison with MDCT. Most ratings regarding ACT were “diagnostic,” with 90.3%, 83.9%, and 80% for SAH, IPH, and IVH, respectively. As seen in Fig 1, after intracranial angioplasty and stent placement, a peri-interventional complication like SAH and subarachnoid contrast agent accumulation can be easily detected in the ACT image. This is 1 of the 5 cases in our series (3 SAHs, 2 IPHs) in which the hemorrhage occurred within the angiography suite during treatment. In such cases, detect-

ing the hemorrhage as soon as possible is crucial for the further management of the patient in the intensive care unit. Additionally, potentially dangerous transfer of the patient to the MDCT scanner would then not be necessary. Figure 2 shows an example in which ACT correctly depicts IPH and IVH after rupture of a venous aneurysm before treatment. Correct EVD placement can be verified in both examinations. In Fig 4, SAH and IVH, after rupture of an internal carotid artery aneurysm, can be accurately diagnosed in the ACT examination.

Regarding the ventricular system and the subarachnoid spaces, ACT also proved to be a reliable tool. For the infratentorial ventricular spaces, there are some limitations through beam hardening and bone-blooming artifacts; however, ACT can be compared with MDCT in the evaluation of these structures in the supratentorial compartment (Figs 1, 2, and 4).

Concerning the evaluation of gray matter and the detection of ischemic lesions, ACT was not reliable. Most scores on our study are “identifiable, but not diagnostic,” and there are a large number of examinations in which gray matter structures, like the basal ganglia or the insular cortex, are “not identifiable” at all. Acute ischemic lesions can hardly be detected in



ACT, and even bigger older lesions can be overlooked. As depicted in Fig 1, the patient has an older right frontal infarction, which can be easily detected in the MDCT examination but is practically undetectable in the ACT examination. In Fig 3, ACT shows a demarcated thalamic infarction, after recanalization of a basilar artery thrombosis. MDCT performed 2 hours later confirmed the thalamic infarction but, furthermore, depicted an acute large posterior cerebral artery territory infarction, whose early signs were undetectable in the ACT scan.

The position of the EVD catheter tip can be accurately determined with ACT. This feature is especially useful in cases of ruptured aneurysm and SAH. After placement of the EVD, the patient can be directly transferred to the angiography suite. The position of the EVD catheter tip can be verified within the angiography suite, before or after the diagnostic angiography or endovascular treatment of the ruptured aneurysm. Thus, precious time is saved, and the additional transfer of the patient to the MDCT scanner can be avoided.

Weighted  $\kappa$  statistics showed substantial agreement among ACT and perfect agreement among MDCT observer ratings. Because ACT provides us with cross-sectional CT-like images, even less experienced neuroradiologists (in our study, A.X.), however familiar with the interpretation of MDCT images, can successfully diagnose abnormalities in ACT examinations.

Contrary to other studies, we did not face any problems with motion artifacts in our patients because all patients had intubation narcosis before endovascular treatment.

Regarding the effective dose, the use of a 20-second ACT protocol in our study resulted in lower  $CTDI_w$  values (manufacturer's information,  $\sim 35$  mGy), as opposed to conventional cranial CT (reference value:  $CTDI_w \sim 60$  mGy).<sup>12</sup> This is still higher than that in the usual rotational angiography scans (5-second 3D-DSA,  $CTDI_w \sim 9$  mGy), but use of the 20-second protocol is necessary to achieve low-contrast resolution.<sup>13,14</sup> Contrary to Kyriakou et al,<sup>14</sup> who applied the high-dose ACT protocol ( $CTDI_w \sim 75$  mGy) in their study, we used the low-dose protocol solely for the purposes of our study.

An additional characteristic of ACT, which was not evaluated in our series but was very useful in the cases we treated with intracranial stent placement, is the depiction of small high-contrast objects like intracranial stents by means of ACT. With the same rotational dataset used in our study, we can produce thin cross-sectional images of  $<0.1$ -mm isotropic voxel size; these images have a quality superior to that of conventional MDCT or even DSA images.<sup>15-17</sup> This is a valuable

feature following intracranial angioplasty with stent placement because the same dataset, used to provide ACT images for the detection of hemorrhage, can be used to depict deployment characteristics and stent conformability (Fig 1).

## Conclusions

ACT is a very useful tool in peri-interventional diagnosis. In our study, ACT was as good as MDCT for the detection or exclusion of ICH and hydrocephalus or verification of correct EVD placement during or after neurointervention. However, ACT is currently not reliable in depicting ischemic lesions.

## References

1. Heran NS, Song JK, Namba K, et al. **The utility of DynaCT in neuroendovascular procedures.** *AJNR Am J Neuroradiol* 2006;27:330–32
2. Doelken M, Struffert T, Richter G, et al. **Flat-panel detector volumetric CT for visualization of subarachnoid hemorrhage and ventricles: preliminary results compared to conventional CT.** *Neuroradiology* 2008;50:517–23
3. Kalender WA. **The use of flat-panel detectors for CT imaging** [in German]. *Radiologe* 2003;43:379–87
4. Loose R, Wucherer M, Brunner T, et al. **Visualization of 3D low contrast objects by CT cone-beam reconstruction of a rotational angiography with a dynamic solid body detector** [in German]. *Rofo* 2005;S1:PO160
5. Groh BA, Siewerdsen JH, Drake DG, et al. **A performance comparison of flat panel imager-based MV and kV cone-beam CT.** *Med Phys* 2002;29:967–75
6. Daly MJ, Siewerdsen JH, Moseley D, et al. **Intraoperative cone-beam CT for guidance of head and neck surgery: assessment of dose and image quality using a C-arm prototype.** *Med Phys* 2006;33:3767–807
7. Kalender WA, Kyriakou Y. **Flat-detector computed tomography (FD-CT).** *Eur Radiol* 2007;17:2767–79
8. Buhk JH, Kallenberg K, Mohr A, et al. **Evaluation of angiographic computed tomography in the follow-up after endovascular treatment of cerebral aneurysms: a comparative study with DSA and TOF-MRA.** *Eur Radiol* 2009;19:430–36
9. Buhk JH, Lingor P, Knauth M. **Angiographic CT with intravenous administration of contrast medium is a noninvasive option for follow-up after intracranial stenting.** *Neuroradiology* 2008;50:349–54
10. Struffert T, Richter G, Engelhorn T, et al. **Visualisation of intracerebral haemorrhage with flat-detector CT compared to multislice CT: results in 44 cases.** *Eur Radiol* 2009;19:619–25
11. Cohen J. **Weighted kappa: nominal scale agreement with provision for scaled disagreement or partial credit.** *Psychol Bull* 1968;70:213–20
12. Bundesamt fuer Strahlenschutz. **Diagnostische Referenzwerte fuer radiologische Untersuchungen.** *Bundesanzeiger* 2003;143:17503–10
13. Schueler BA, Kallmes DF, Cloft HJ. **3D cerebral angiography: radiation dose comparison with digital subtraction angiography.** *AJNR Am J Neuroradiol* 2005;26:1898–901
14. Kyriakou Y, Richter G, Dörfler A, et al. **Neuroradiologic applications with routine C-arm flat panel detector CT: evaluation of patient dose measurements.** *AJNR Am J Neuroradiol* 2008;29:1930–36
15. Richter G, Engelhorn T, Struffert T, et al. **Flat panel detector angiographic CT for stent-assisted coil embolization of broad-based cerebral aneurysms.** *AJNR Am J Neuroradiol* 2007;10:1902–08
16. Ebrahimi N, Claus B, Lee CY, et al. **Stent conformity in curved vascular models with simulated aneurysm necks using flat-panel CT: an in vitro study.** *AJNR Am J Neuroradiol* 2007;28:823–29
17. Bendoric G, Strother CM, Claus B, et al. **Angiographic CT in cerebrovascular stenting.** *AJNR Am J Neuroradiol* 2005;26:1813–8

**On-line Table 1: Cumulative results after all ratings**

Variable	Diagnostic, No. (%)	Identifiable But Not Diagnostic, No. (%)	Not Identifiable, No. (%)	Total, No. (%)	Wilcoxon, <i>P</i>
Supratentorial ventricular system					
ACT	79 (94.0)	5 (6.0)	0 (0.0)	84 (100)	
MDCT	82 (97.6)	2 (2.4)	0 (0.0)	84 (100)	.26
Infratentorial ventricular system					
ACT	51 (60.7)	30 (35.7)	3 (3.6)	84 (100)	<.05
MDCT	78 (92.9)	5 (6.0)	1 (1.1)	84 (100)	
Supratentorial subarachnoidal space					
ACT	71 (84.5)	11 (13.1)	2 (2.4)	84 (100)	
MDCT	77 (91.7)	6 (7.1)	1 (1.2)	84 (100)	.16
Infratentorial subarachnoidal space					
ACT	24 (28.6)	46 (54.8)	14 (16.6)	84 (100)	<.05
MDCT	77 (91.7)	4 (4.8)	3 (3.5)	84 (100)	
SAH					
ACT	37 (90.3)	3 (7.3)	1 (2.4)	41 (100)	
MDCT	39 (95.1)	2 (4.9)	0 (0.0)	41 (100)	.08
IPH					
ACT	26 (83.9)	3 (9.7)	2 (6.4)	31 (100)	
MDCT	29 (93.5)	2 (6.5)	0 (0.0)	31 (100)	.16
IVH					
ACT	20 (80.0)	4 (16.0)	1 (4.0)	25 (100)	
MDCT	23 (92.0)	2 (8.0)	0 (0.0)	25 (100)	.11
Basal ganglia					
ACT	15 (17.9)	54 (64.3)	15 (17.8)	84 (100)	<.05
MDCT	78 (92.9)	4 (4.8)	2 (2.3)	84 (100)	
Insular cortex					
ACT	5 (6.0)	42 (50.0)	37 (44.0)	84 (100)	<.05
MDCT	72 (85.7)	11 (13.1)	1 (1.2)	84 (100)	
Central cortex					
ACT	15 (17.9)	58 (69.0)	11 (13.1)	84 (100)	<.05
MDCT	81 (96.4)	2 (2.4)	1 (1.2)	84 (100)	
EVD					
ACT	34 (97.1)	1 (2.9)	0 (0.0)	35 (100)	
MDCT	33 (94.3)	2 (5.7)	0 (0.0)	35 (100)	.56

## **Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. M. Knauth insbesondere für die Bereitstellung des Themas und die immer freundliche, hilfsbereite und sehr gute wissenschaftliche Betreuung während meiner Doktorarbeit.

## **Auszeichnung**

Die englische Fassung der Ergebnisse dieser Arbeit wurde in der 31ten Ausgabe der Zeitschrift "American Journal of Neuroradiology" veröffentlicht (AJNR Am J Neuroradiol 2010;31:1226-31) und erhielt die Auszeichnung "Editor's choices".