

Der Radiologe

Zeitschrift für diagnostische und interventionelle Radiologie,
Radioonkologie, Nuklearmedizin

Organ des Berufsverbandes der Deutschen Radiologen e.V. (BDR)

Elektronischer Sonderdruck für

C. Roth

Ein Service von Springer Medizin

Radiologe 2010 · 50:607–613 · DOI 10.1007/s00117-009-1933-9

© Springer-Verlag 2010

zur nichtkommerziellen Nutzung auf der
privaten Homepage und Institutssite des Autors

W. Reith · C. Roth

CT-Diagnostik bei Karotisstenose

CT-Diagnostik bei Karotisstenose

Das klinische Ausmaß von Schlaganfällen und transienten ischämischen Attacken (TIA) übersteigt heutzutage das von akuten Koronarsyndromen [26]. Eine exakte Bildgebung der A. carotis ist wichtig für eine wirkungsvolle sekundäre Schlaganfallprävention. Karotisthrombendarterektomie (Karotis-TEA) und -stent haben sich unter Berücksichtigung der entsprechenden Einschlusskriterien als wirkungsvolle Methoden zur Schlaganfallprävention erwiesen [1-5, 13, 14, 20]. Die Kriterien basieren zum einen auf der klinischen Symptomatik des Patienten, zum anderen auf der prozentualen Einengung des Gefäßlumens. Obwohl in der klinischen Routine nichtinvasive Verfahren wie CT-Angiographie (CTA), MR-Angiographie (MRA) und Doppleruntersuchungen zur Therapieplanung eingesetzt werden, wird in der Regel zur definitiven Entscheidungsfindung die digitale Subtraktionsangiographie (DSA) herangezogen [9, 12, 23-25].

In den großen Studien zur Karotis-TEA und zum -Stent wurden 2 Methoden zur Stenosequantifikation herangezogen [5]:

- das NASCET-Schema, hier wird der Lumendurchmesser auf Höhe der maximalen Stenose zum Durchmesser der nichtstenosierten distalen A. carotis interna (ACI [1]) in Beziehung gesetzt;
- die ECST-Kriterien bestimmen das prozentuale Verhältnis des residualen

Lumens auf Höhe der maximalen Stenose zum wahren Lumen des Gefäßes.

In der DSA ist dieser Wert, da nur die Gefäßkontur abgebildet wird, nur abzuschätzen. Aufgrund ihrer Verwendung in zahlreichen Multicenterstudien gilt die DSA auch heute noch als Goldstandard, obwohl sie als invasives Verfahren Risiken wie z. B. Abscheren von thrombotischem Material mit konsekutivem Schlaganfall bietet [28]. Des Weiteren kann mithilfe der DSA keine Aussage über die Plaquemorphologie getroffen werden anhand derer ein Abschätzen des peri- und postprozeduralen Schlaganfallrisikos möglich ist [7, 21, 22]. Die DSA bietet trotz ihrer hohen räumlichen Auflösung nur eine begrenzte Zahl an Projektionen, dies kann insbesondere bei höchstgradigen, konzentrischen bzw. umschriebenen Stenosen zu einer Unterschätzung des Stenosegrades führen [6]. Hier bietet die CTA mit zunehmender Verbreitung von Multislicescannern und schnellen Rekonstruktionsworkstations die Möglichkeit der Rekonstruktion in mehreren Ebenen sowie der genauen Stenosebestimmung und Plaqueanalyse. Trotz unterschiedlicher Gerätetypen lassen sich CTAs der A. carotis gut standardisieren. Im Folgenden soll ein Überblick

über Untersuchungsprotokolle und Nachverarbeitungsmöglichkeiten gegeben werden.

Entwicklung der CT-Angiographie

Mit der Einführung der mehrzeiligen CT-Geräte in den 90er Jahren wurde es erstmals möglich, größere Akquisitionsvolumina in sehr kurzer Zeit mit einer hohen Ortsauflösung zu untersuchen. Nach der Einführung von 16-Zeilen-Geräten im Jahr 2002 folgten bald 64-Zeiler sowie vor kurzem 320-Zeiler bzw. Dual-source-Geräte, mit denen 4D-Untersuchungen möglich sind. Hierdurch lässt sich das gesamte supraaortale Gefäßterritorium in einem Untersuchungsschritt darstellen.

Während einzeilige Geräte bei der Darstellung der Karotisstenose noch in Abhängigkeit vom Stenosegrad eine verhältnismäßig geringe Sensitivität und Spezifität aufwiesen, hat die Einführung von mehrzeiligen CT-Geräten zu einer deutlichen Erhöhung sowohl der Sensitivität als auch Spezifität geführt. In Studien konnte die Gleichwertigkeit von DSA und CTA bei der Differenzierung von höchstgradigen Stenosen bzw. Verschlüssen gezeigt werden [8].

Tab. 1 Übersicht über die Scanzeiten sowie Kollimation aktueller CT-Geräte

Scannergertyp	4-Zeilen	16-Zeilen	64-Zeilen	320-Zeilen	Dual-Source
Scanlänge (mm)	250	250	250	250	250
Scanzeit (s)	21	7	4	1,5	Bis zu 0,5
Detektorkollimation (mm)	4x1	16x0,75	64x0,6	320x0,5	256x0,5



Abb. 1 ◀ „Maximum intensity projection“ (MIP) in 10 mm Schichtdicke

Untersuchungstechnik

Der bedeutendste Nachteil der nichtinvasiven Untersuchungsverfahren ist im Gegensatz zur DSA die geringe Ortsauflösung. Man sollte in der CTA versuchen, ein Maximum an Ortsauflösung durch minimale Schichtkollimierung bei akzeptabler Scanzeit zu erreichen, um eine zu starke venöse Überlagerung zu vermeiden [10].

Kontrastmittel

Das Ziel der i.v.-Kontrastmittel-(KM-)Applikation ist, eine möglichst gute Kontrastierung der A. carotis zu ermöglichen. Hierbei sollten Dichtewerte von 250–400 HU (Hounsfield Units) erreicht werden. Da Herzzeit- und Verteilungsvolumen die Kontrastierung beeinflussen, ist bei neueren CT-Scannern ein Bolustracking möglich und sinnvoll. Hierbei wird ein Referenz-ROI („region of interest“) in der Aorta ascendens oder descendens platziert. Nach Bestimmen der HU des ROI sollte man als Schwellenwert, nachdem der automatische Scan beginnt, einen HU-Wert wählen, der ca. 120–160 höher ist wie der des zuvor platzierten ROIs. Nach gleichzeitigem Starten von KM-Injektion und Bolustracking akquiriert der CT-Scanner im Abstand von 1 s eine Messung im gewählten ROI mit reduzierter Dosisleistung bis zum Erreichen des Schwellenwerts und startet dann nach einer gerätetypisch bedingten Verzögerung automatisch den Scan in kaudokranieler Richtung. Um ein vorzeitiges Starten des Scans zu verhindern, sollte man die ROI sicher in der Gefäßmitte platzieren und nicht in der Nähe der Gefäßwand oder im Bereich des Aortenbogens. Hier kann sich durch Pulsationen die eventuell verkalkte Gefäßwand in die ROI verschieben und zu einem starken Dichteanstieg führen, der einen vorzeitigen Beginn des Scans zur Folge hat.

Des Weiteren ist es wichtig bei der Darstellung der A. carotis, insbesondere der extrakraniell gelegenen Anteile, eine venöse Überlagerung zu vermeiden, da durch die enge anatomische Nachbarschaft Vene und Arterie bei schlechtem Timing bedingt durch ähnliche HU-Werte schwierig von einander zu trennen sind.

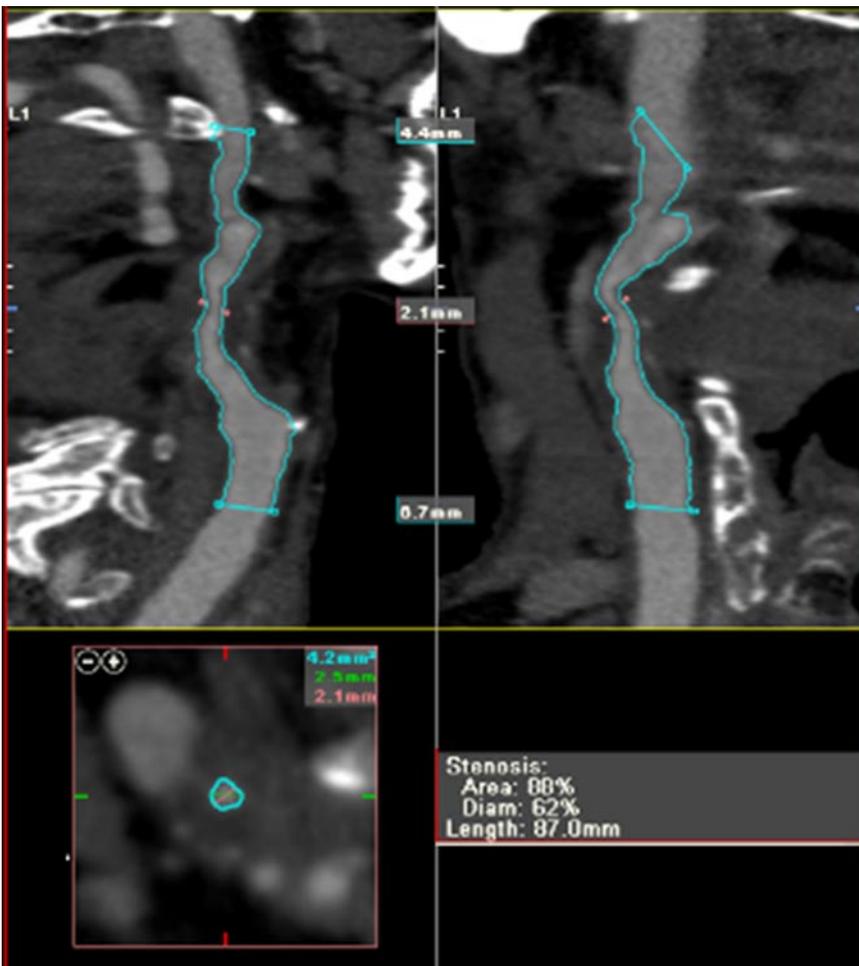


Abb. 2 ▲ Semiautomatische Stenosequantifizierung mit manueller Wahl von proximalem und distalem Messpunkt. Ausgabe von Stenosegrad und Fläche

Tab. 2 Übersicht über die 3 verschiedenen Plaquemorphologien mit Angabe von Hounsfield Units (HU)

Plaqueteil	Referenzdichtewerte (HU)
Lipomatös	-100–49
Fibrös	40–149
Kalkhaltig	150–1300

Bei Scanzeiten von mehr als 20 s nach Erreichen der gewählten Dichtewerte im Referenz-ROI sind starke venöse Überlagerungen nicht zu vermeiden.

Die Injektionsgeschwindigkeit sollte in Abhängigkeit vom Gerätetyp gewählt werden. Bei Geräten mit mehr als 32 Zeilen und sehr kurzen Untersuchungszeiten sind Injektionsraten von 4–5 ml/s sinnvoll, um schnell einen möglichst hohen Kontrast in der Arterie zu erhalten. Ansonsten sind Injektionsgeschwindigkeiten von 3 ml/s ausreichend. Eine Anpassung der KM-Menge an die Scanzeit und Injektionsrate ist notwendig, um kontrastmittelsparend zu arbeiten und Artefakte in der zuführenden Vene thorakal durch hohe Dichtewerte zu vermeiden. Durch Erhöhen der NaCl-Menge kann zum einen kostengünstig der KM-Bolus durch das Gefäßsystem geschoben werden, zum anderen fallen die zuvor erwähnten Artefakte in der zuführenden Vene weg. Je nach verwendetem Gerät und Injektionsrate sollten KM-Mengen von 50–80 ml ausreichend sein. Mit Geräten mit mehr als 128 Zeilen sind sogar Untersuchungen mit lediglich 30 ml KM in gleicher Qualität möglich [11].

Untersuchungsprotokolle & Rekonstruktionskernel

Je nach Zeilenanzahl des verwendeten CT-Geräts variieren mögliche Scanlänge sowie Detektorkollimation (2–0,6 mm). Die Scanlänge ist im Wesentlichen durch die KM-Kinetik beeinflusst. Während ein Einzelengerät bei einem Tischvorschub von 3 mm/Rotation lediglich 80 mm in 20 s scannen kann, sind ab einem 4-Zeilen-CT Scanlängen von 250 mm ohne Probleme möglich, bei einem 64-Zeiler sogar Untersuchungszeiten von 4 s [17]; **Tab. 1** gibt eine Übersicht über die Scanzeiten aktueller CT-Geräte. Zur Diagnostik der Karotisstenose sollte die kleinste Kollimation verwendet werden,

Radiologe 2010 · 50:607–613 DOI 10.1007/s00117-009-1933-9
© Springer-Verlag 2010

W. Reith · C. Roth CT-Diagnostik bei Karotisstenose

Zusammenfassung

Die CT-Angiographie (CTA) kann mit hoher diagnostischer Sicherheit zur Diagnostik der Karotisstenose eingesetzt werden. Im Gegensatz zum Goldstandard der digitalen Subtraktionsangiographie (DSA) ist sie ein nichtinvasives Verfahren, das zusätzlich zum Stenoseausmaß Informationen über die Plaquezusammensetzung liefern kann und somit die Abschätzung über ein eventuell erhöhtes Schlaganfallrisiko ermöglicht. Des Weiteren sind die Projektionsmöglichkeiten, die durch eine 3D-Nachbearbeitung möglich sind, nahezu unbegrenzt. Zur Rekonstruktionsmöglichkeit in 3 Ebenen in Maximum-intensity- (MIP-)Projektionen kommt die Möglichkeit der Volume-rendering-Technik (VRT), die weitere Informationen über die Plaqueanato-

mie gibt. Hiermit lassen sich zusätzliche Informationen zur Planung einer Karotisendarteriektomie bzw. eines Karotisstents gewinnen, z. B. über einen Thrombus im Gefäßlumen. Zur Untersuchungsplanung gehört ein optimales Timing des Kontrastmittelbolus, dies ist bei den meisten aktuellen CT-Geräten mittels Bolustracking möglich. Hierdurch wird eine optimale Kontrastierung der A. carotis bei gleichzeitiger Minimierung der venösen Überlagerung der V. jugularis erreicht.

Schlüsselwörter

CT-Angiographie (CTA) · Digitale Subtraktionsangiographie (DSA) · Stenoseausmaß · Plaquemorphologie · Kontrastmittelbolus

CT diagnostics of carotid artery stenosis

Abstract

CT angiography can be used to evaluate carotid artery stenosis with high diagnostic safety. In contrast to the gold standard digital subtraction angiography (DSA) it is a non-invasive procedure which yields information regarding the degree of stenosis as well as information about plaque morphology. Due to multiple reconstruction planes in 3 levels in maximum intensity projections (MIP) and the possibility to perform volume rendering (VR) reconstruction more information about

the extent of carotid disease can be acquired. Due to the bolus tracking technique optimum contrast medium enhancement of the carotid artery with simultaneous minimization of venous artifacts is possible.

Keywords

CT angiography (CTA) · Digital subtraction angiography (DSA) · Extent of stenosis · Plaque morphology · Contrast medium bolus

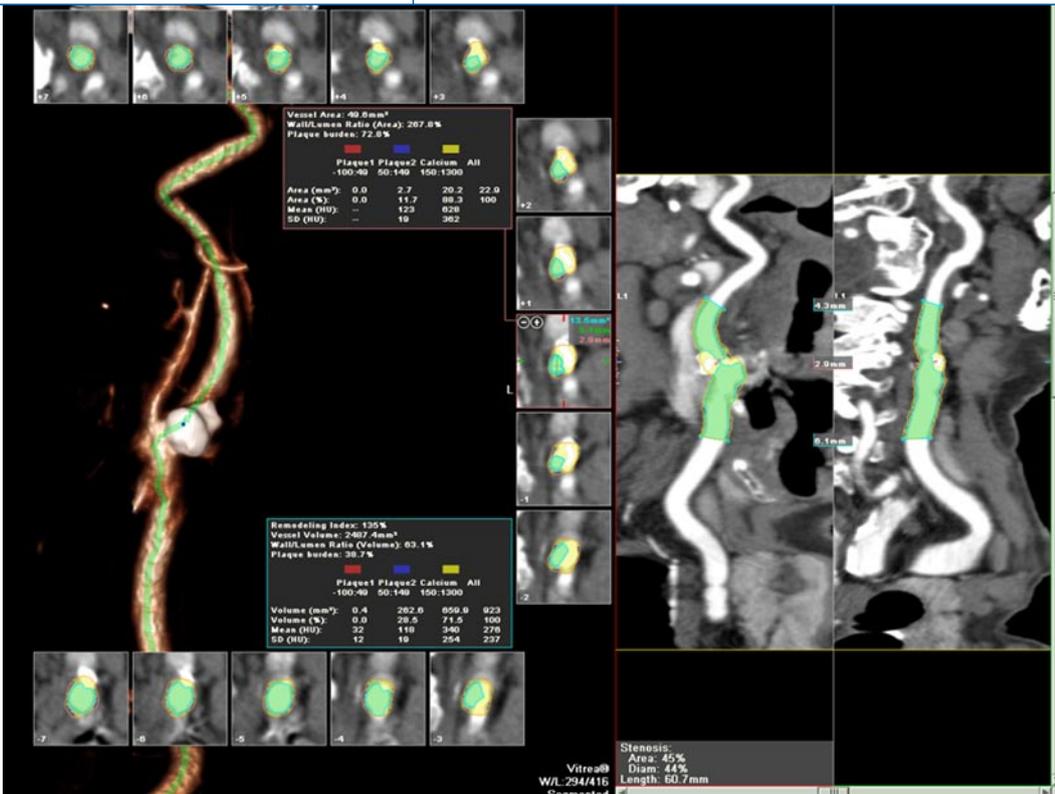


Abb. 3 ◀ Semiautomatische Plaqueanalyse in Kombination mit semiautomatischer Stenosequantifizierung. Beispiel einer 45%igen Stenose, die hauptsächlich durch eine kalzifizierte Plaque bedingt ist

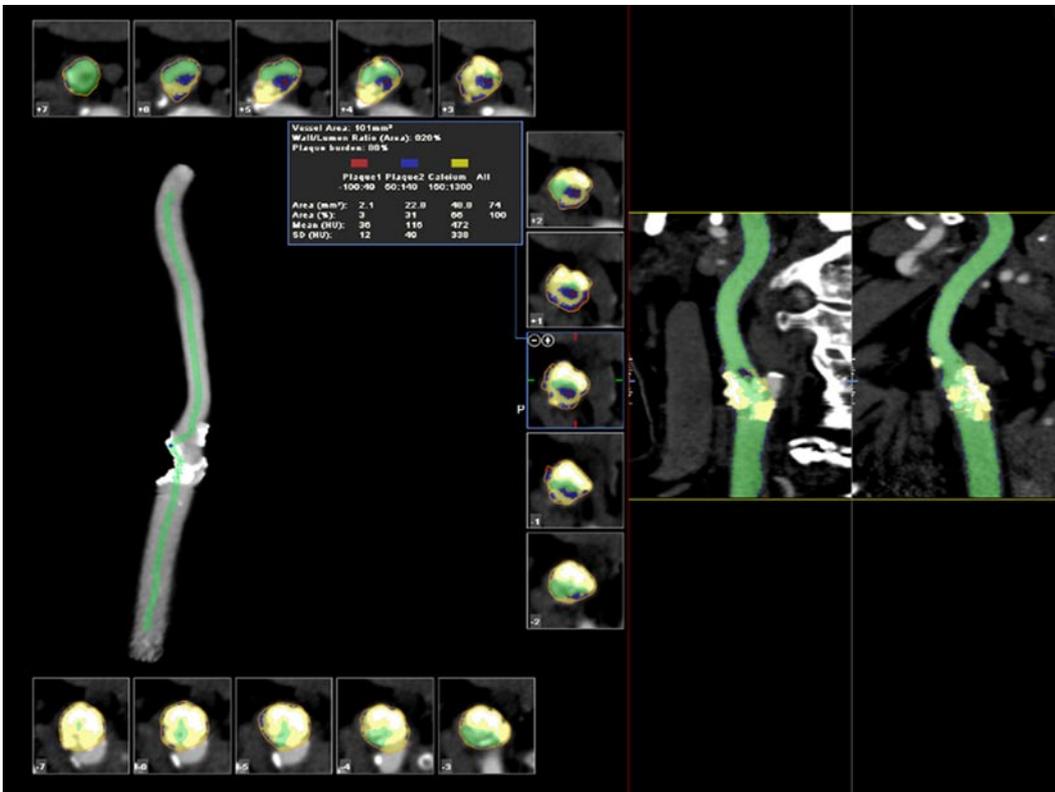


Abb. 4 ◀ Darstellung einer durch eine gemischte Plaque (fibrös, kalziumhaltig) bedingten Stenose

um eine optimale Ortsauflösung zu erreichen. Hierbei ist darauf zu achten, den Tischvorschub so anzupassen, dass ein normalisierter Pitchfaktor von 1 bis maximal 1,5 erreicht wird [8].

Natürlich sollte das Untersuchungsvolumen aus Strahlenschutzgründen auf den potenziell diagnostisch relevanten Bereich beschränkt werden, im Hinblick auf eine eventuell geplante Intervention sind je-

doch auch die Zugangswege im Bereich des Aortenbogens bzw. eventuelle nachgeschaltete Stenosen von Belang. Wird die Untersuchung im Rahmen eines akuten Schlaganfalls durchgeführt, bei dem ein

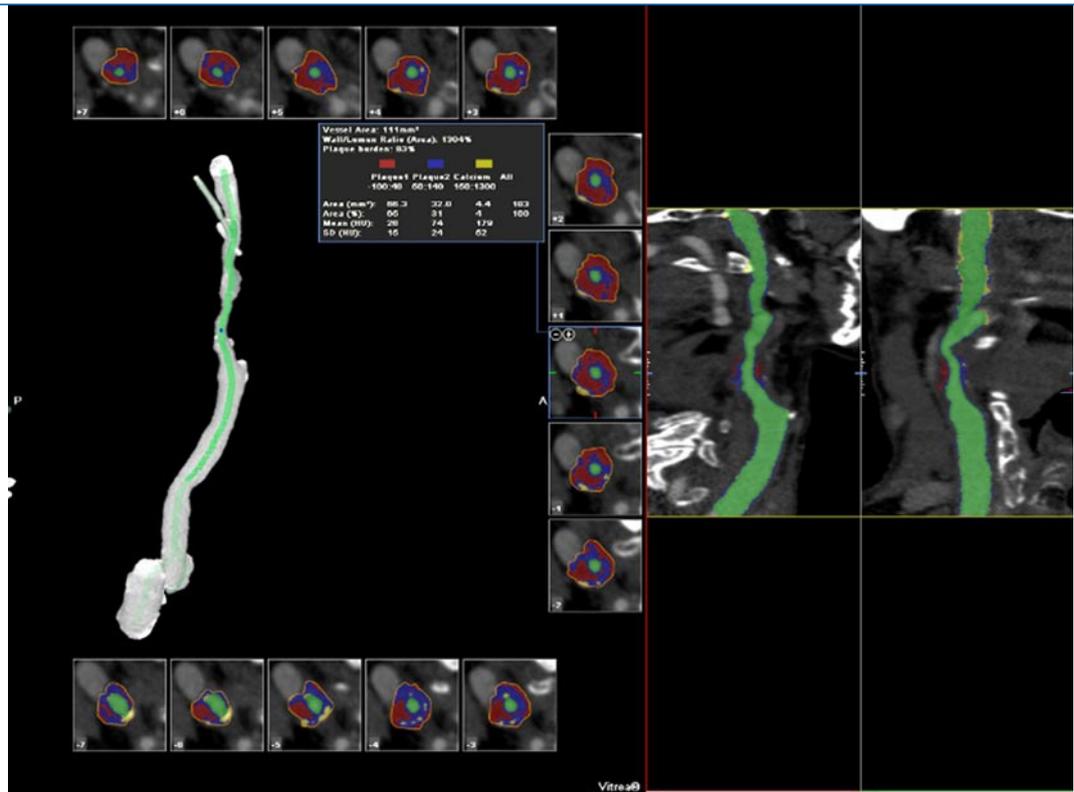


Abb. 5 ▶ Durch eine weiche Plaque (lipomatös, fibrös) verursachte 70%ige Stenose

ne Karotisstenose bzw. -verschluss als ursächlich angesehen wird, sollte die intrakranielle Gefäßstrombahn mit abgebildet werden, um einen möglichen intrakraniellen Gefäßverschluss nachzuweisen. In der Regel ist mit der automatischen Dosismodulation der Geräte eine gute, den anatomischen Gegebenheiten dosismäßig angepasste Abbildungsqualität zu erreichen. Bei extrem kräftigen Thoraxaperturen und/oder kurzen Halsen hat es sich jedoch an unserem Institut bewährt, den Röhrenstrom zu erhöhen, um eine suffiziente Abbildungsqualität der in diesen Bereichen gelegenen Gefäßabschnitte zu erzielen.

Die meisten CT-Geräte bieten vorgefertigte Untersuchungsprotokolle an, an denen in der Regel im Bezug auf die automatische Rekonstruktion der Bilddaten nichts verändert werden muss. Es gilt zu beachten, bei der Diagnostik der Karotisstenose einen mittleren bis mittelharten Rekonstruktionsalgorithmus anzuwenden, um ein Überstrahlen der Kalkplaques zu minimieren. Soll zusätzlich eine VRT („volume rendering technique“) angewendet, wird ein weicherer Algorithmus empfohlen. Falls es um die Beurteilung einer Instent-Restenose geht, sollte man direkt einen harten Kernel wählen [17, 18, 19].

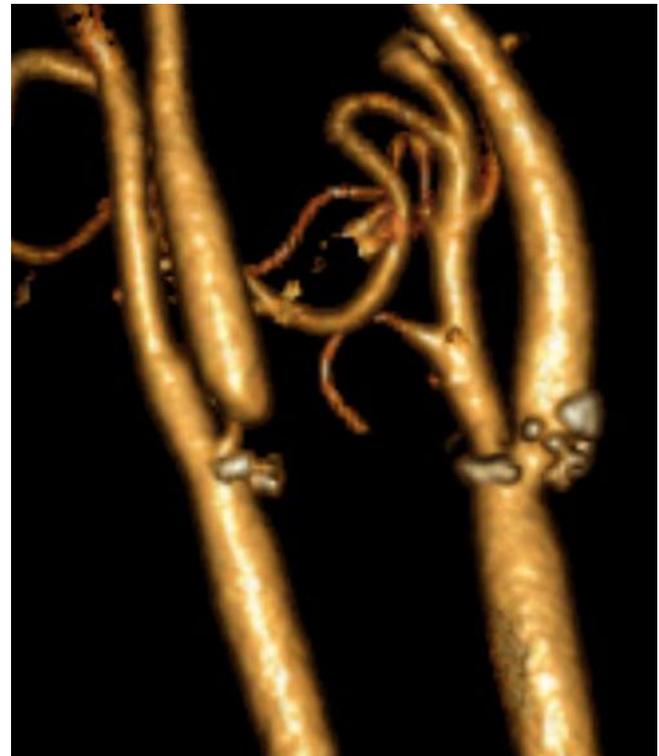


Abb. 6 ▶ Höchstgradige Stenose des A-carotis-interna-Abgangs. Die VRT visualisiert sehr gut das verbliebene Restlumen bei einer gemischt weichen/kalkhaltigen Plaque. VRT „volume rendering technique“

Nachverarbeitung

Um möglichst reproduzierbare Ergebnisse zu erzielen, sollte die Auswertung standardisiert erfolgen. Es sollte eine Fenstereinstellung in den Rekonstruktionen ge-

wählt werden, die einen optimalen Gefäßkontrast bei guter Abgrenzbarkeit der Kalkplaques gewährleistet (ca. WL 250/WW 550).

Die meisten modernen CT-Geräte bieten einfach zu bedienende Rekonstruktio-

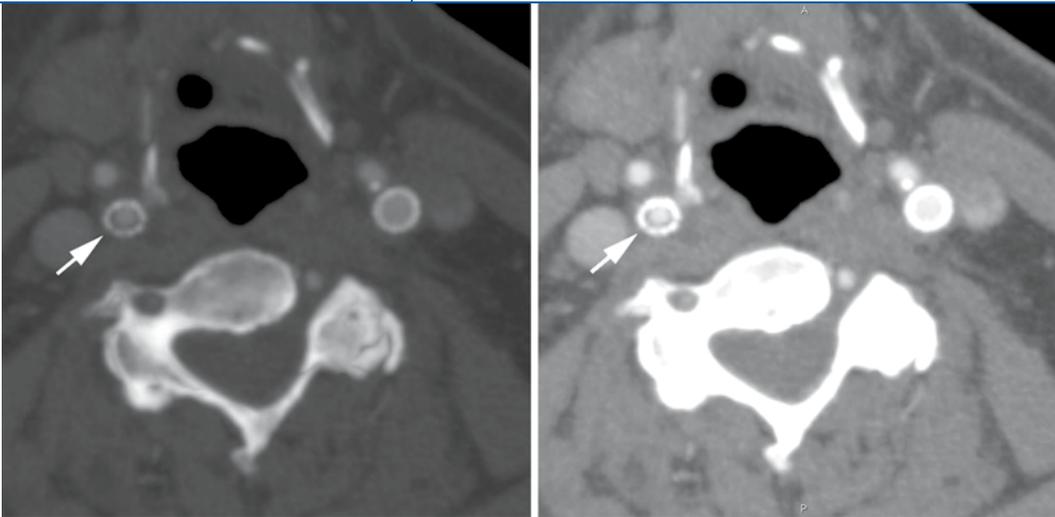


Abb. 7 ◀ Vergleich zweier Fensterungen (weich/hart) zur Darstellung einer CTA der A. carotis bei Zustand nach Stentimplantation. Das Weichteilfenster zeigt eine deutliche „Überstrahlung“ des Stents mit Einschränkung der Beurteilbarkeit im Hinblick auf das durchflossene Lumen. CTA CT-Angiographie

onsworkstations. Hier ist eine Reformatierung in 3 Ebenen, in koronarer und sagittaler Schnittführung, jeweils an den Gefäßverlauf angepasst, möglich. Als Schichtdicke sollte man für die axialen Schnitte Schichtdicken von max. 2 mm wählen, in koronarer und sagittaler Ebene kann man durchaus zur Orientierung Schichtdicken von 10–15 mm in MIP („maximum intensity projection“) wählen (▣ **Abb. 1**).

Bestimmung des Stenosegrads

Zur Bestimmung des Stenosegrads bieten viele Workstations eine semiautomatische Auswertung an, bei der lediglich das Zielgefäß und die zu bewertende Gefäßstrecke ausgewählt werden müssen. Die Berechnung des Stenosegrads erfolgt in der Regel automatisch mit Angabe von Stenoseausmaß nach den NASCET- und ECST-Kriterien. Falls die automatische Gefäßwanddetektion zuviel oder zuwenig Gefäßlumen eingeschlossen hat, lässt sich dies jederzeit korrigieren, um eine möglichst genaue Stenoseberechnung zu erhalten (▣ **Abb. 2**).

Plaqueanalyse

Da sich anhand der Plaquemorphologie das Schlaganfallrisiko und das perioperative bzw. periinterventionelle Risiko abschätzen lassen, ca. 30% der Patienten mit ulzerierten Plaques entwickeln neurologische Defizite in den nächsten 2 Jahren, ist mittlerweile in die meisten kommerziellen Applikationen eine Software zur Plaqueanalyse integriert [1, 7, 21, 22]. Anhand derer wird nach Definition von Dichtewerten die Zusammensetzung der Plaque

bestimmt und automatisch ausgegeben. In der Regel wird die Plaquezusammensetzung in lipomatöse, fibröse und kalziumhaltige Anteile unterteilt. Eine Übersicht über die HU-Werte der verschiedenen Plaqueanteile gibt ▣ **Tab. 2**; ▣ **Abb. 3, 4, 5** zeigen Beispiele für verschiedene Karotisstenosen mit unterschiedlichen Plaquezusammensetzungen.

Eine zusätzliche Analyse der Karotisstenoze mit der „volume rendering technique“ (VRT) ist sinnvoll, z. B. lässt sich sehr gut die Anatomie einer Kalkplaque, die das Gefäßlumen eingeengt, darstellen [15, 16, 27]; ▣ **Abb. 6** zeigt eine ca. 45%ige Stenose des A.-carotis-interna-Abgangs, bedingt durch eine große Kalkplaque. Dieser Fall illustriert sehr gut die zusätzlichen Informationen, die man durch eine VRT gewinnt, da es in diesen Fällen oft schwierig ist, in den MIP das Restlumen zu visualisieren. Aufgrund der mannigfaltigen Einstellungsmöglichkeiten der Kapazitäten der verschiedenen Gewebe können hier jedoch verbliebene Restlumina bei höchstgradigen Stenosen „weggefenstert“ bzw. verkleinert werden, in dem Bemühen, Artefakte durch umgebendes Gewebe, insbesondere venöse Überlagerungen, zu entfernen.

Zur Beurteilung einer Instent-Resstenose sollte man bei der Rekonstruktion eine möglichst harte Fensterung wählen, um eine Überstrahlung der Stentmaschen zu vermeiden (▣ **Abb. 7**). Die optimale Fenstereinstellung ist von Stent zu Stent unterschiedlich, z. B. macht ein Wallstent deutlich mehr Artefakte wie ein laserschnittener Stent. Als Faustregel

kann man mit einem Knochenfenster beginnen und dann durch Veränderung von WL/WW die optimale Abbildungsqualität erreichen.

Fazit für die Praxis

Die CTA kann mit hoher diagnostischer Sicherheit zur Diagnostik der Karotisstenose eingesetzt werden. Im Gegensatz zum Goldstandard DSA ist sie ein nichtinvasives Verfahren, das zusätzlich zum Stenoseausmaß Informationen über die Plaquezusammensetzung liefern kann und hiermit die Abschätzung eines eventuell erhöhten Schlaganfallrisikos ermöglicht. Des Weiteren sind die Projektionsmöglichkeiten, die durch eine 3D-Nachbearbeitung möglich sind, nahezu unbegrenzt. Zur Rekonstruktion in 3 Ebenen mit Maximumintensitätsprojektionen (MIP) kommt die VRT, die weitere Informationen über die Plaqueanatomie gibt. Hiermit lassen sich zusätzliche Informationen zur Planung einer Karotisendarteriektomie bzw. eines Karotisstents gewinnen, z. B. über das Vorliegen eines Thrombus im Gefäßlumen. Zur Untersuchungsplanung gehört ein optimales Timing des Kontrastmittelbolus, dies ist bei den meisten aktuellen CT-Geräten mittels Bolustracking möglich. Hierdurch wird eine optimale Kontrastierung der A. carotis erreicht bei gleichzeitiger Minimierung der venösen Überlagerung der V. jugularis.

Korrespondenzadresse

Dr. C. Roth

Klinik für Diagnostische
und Interventionelle Neuroradiologie,
Universitätsklinikum des Saarlandes,
Kirrberger Straße 1, 66421 Homburg/Saar
christian.roth@mac.com

Interessenkonflikt. Keine Angabe.

Literatur

1. Anonymous (1991) Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators. *N Engl J Med* 325:445–453
2. Anonymous (1995) Carotid endarterectomy for patients with asymptomatic internal carotid artery stenosis. National Institute of Neurological Disorders and Stroke. *J Neurol Sci* 129:76–77
3. Anonymous (1995) Endarterectomy for asymptomatic carotid artery stenosis. Executive Committee For The Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study. *JAMA* 273:1421–1428
4. Anonymous (1996) Endarterectomy for moderate symptomatic carotid stenosis: interim results from the MRC European Carotid Surgery Trial. *Lancet* 347:1591–1593
5. Anonymous (1991) MRC European Carotid Surgery Trial: interim results for symptomatic patients with severe (70–99%) or with mild (0–29%) carotid stenosis. European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group. *Lancet* 337:1235–1243
6. Anzalone N, Scomazzoni F, Castellano R et al (2005) Carotid artery stenosis: intraindividual correlations of 3D time-of-flight MR angiography, contrast-enhanced MR angiography, conventional DSA, and rotational angiography for detection and grading. *Radiology* 236:204–213
7. Dawkins AA, Evans AL, Wattam J et al (2007) Complications of cerebral angiography: a prospective analysis of 2,924 consecutive procedures. *Neuroradiology* 49:753–759
8. Ertl-Wagner B, Bruning R, Hoffmann RT et al (2004) Diagnostic evaluation of carotid artery stenoses with multislice CT angiography. Review of the literature and results of a pilot study. *Radiologie* 44:960–966
9. Grant EG, Benson CB, Moneta GL et al (2003) Carotid artery stenosis: gray-scale and Doppler US diagnosis. Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Conference. *Radiology* 229:340–346
10. Gupta AK, Nelson RC, Johnson GA et al (2003) Optimization of eight-element multi-detector row helical CT technology for evaluation of the abdomen. *Radiology* 227:739–745
11. Hinkmann FM, Voit HL, Anders K et al (2009) Ultrafast carotid CT-angiography: low versus standard volume contrast material protocol for a 128-slice CT-system. *Invest Radiol* 44:257–264
12. Hirai T, Korogi Y, Ono K et al (2001) Maximum stenosis of extracranial internal carotid artery: effect of luminal morphology on stenosis measurement by using CT angiography and conventional DSA. *Radiology* 221:802–809
13. Hobson RW 2nd (2003) Rationale and status of randomized controlled clinical trials in carotid artery stenting. *Semin Vasc Surg* 16:311–316
14. Hobson RW 2nd (2002) Update on the carotid revascularization endarterectomy versus stent trial (CREST) protocol. *J Am Coll Surg* 194:59–14
15. Leclerc X, Gauvrit JY, Pruvo JP (2000) Usefulness of CT angiography with volume rendering after carotid angioplasty and stenting. *AJR Am J Roentgenol* 174:820–822
16. Leclerc X, Godefroy O, Lucas C et al (1999) Internal carotid arterial stenosis: CT angiography with volume rendering. *Radiology* 210:673–682
17. Lell M, Anders K, Leidecker C et al (2004) CTA of carotid artery with different scanner types. *Radiologie* 44:967–974
18. Lettau M, Sauer A, Heiland S et al (2009) Carotid artery stents: in vitro comparison of different stent designs and sizes using CT angiography and contrast-enhanced MR angiography at 1.5 T and 3 T. *AJNR Am J Neuroradiol* 30:1993–1997
19. Lettau M, Sauer A, Heiland S et al (2009) In vitro comparison of different carotid artery stents: a pixel-by-pixel analysis using CT angiography and contrast-enhanced MR angiography at 1.5 and 3 T. *Neuroradiology*, in press
20. Mas JL, Chatellier G, Beyssen B (2004) Carotid angioplasty and stenting with and without cerebral protection: clinical alert from the endarterectomy versus angioplasty in patients with symptomatic severe carotid stenosis (EVA-3S) trial. *Stroke* 35:e18–20
21. Nandalur KR, Baskurt E, Hagspiel KD et al (2005) Calcified carotid atherosclerotic plaque is associated less with ischemic symptoms than is noncalcified plaque on MDCT. *AJR Am J Roentgenol* 184:295–298
22. Nandalur KR, Hardie AD, Raghavan P et al (2007) Composition of the stable carotid plaque: insights from a multidetector computed tomography study of plaque volume. *Stroke* 38:935–940
23. Nederkoorn PJ, Elgersma OEH, Mali W et al (2002) Overestimation of carotid artery stenosis with magnetic resonance angiography compared with digital subtraction angiography. *J Vasc Surg* 36:806–813
24. Nederkoorn PJ, Elgersma OEH, Van der Graaf Y et al (2003) Carotid artery stenosis: accuracy of contrast-enhanced MR angiography for diagnosis. *Radiology* 228:677–682
25. Randoux B, Marro B, Marsault C (2004) Carotid artery stenosis: competition between CT angiography and MR angiography. *AJNR Am J Neuroradiol* 25:663–664
26. Rothwell PM, Coull AJ, Silver LE et al (2005) Population-based study of event-rate, incidence, case fatality, and mortality for all acute vascular events in all arterial territories (Oxford Vascular Study). *Lancet* 366:1773–1783
27. Verhoek G, Costello P, Khoo EW et al (1999) Carotid bifurcation CT angiography: assessment of interactive volume rendering. *J Comput Assist Tomogr* 23:590–596
28. Willinsky RA, Taylor SM, Terbrugge K et al (2003) Neurologic complications of cerebral angiography: prospective analysis of 2,899 procedures and review of the literature. *Radiology* 227:522–528

Hier steht eine Anzeige

 Springer