

5 Diskussion

Mit der Einführung der 16-Mehrzeilentechnik hat die CTA der Koronarien deutlich an Bedeutung gewonnen. In mehreren Studien wurde in der Beurteilung relevanter Stenosen eine Erhöhung der Genauigkeit im Vergleich zur selektiven Koronarangiografie gezeigt. Im Vergleich zu 1-, 4- und 8-Zeilengeräten konnte die Sensitivität und Spezifität um durchschnittlich 10 % gesteigert werden. Auch der Anteil der nicht zu beurteilenden Segmente konnte auf unter 25 % gesenkt werden [38, 48, 71-74, 82, 85-88].

5.1 Verteilung der nicht darstellbaren Segmente

Es wurden insgesamt 41280 Segmente in den axialen Darstellungen und in den Nachbearbeitungswerkzeugen ausgewertet. Davon konnten 8994 (21,8 %) nicht abgebildet werden. Die axialen Schichten stellten die einzelnen Segmente mit einer durchschnittlichen Ausfallrate von 10 % zuverlässig dar. In vergleichenden Studien auf 16-Mehrzeilen-Geräten liegt die Rate der nicht darstellbaren Segmente zwischen 12 und 25 % [38, 89]. Die Rate der Ausfälle lag im VR mit 16 % im Vergleich zu den axialen Schichten höher. In der Advanced Vessel Analysis ließ sich nahezu jedes zweite Segment (43 %) nicht abbilden. Ein Grund für diese hohen Ausfallraten liegt in der Auto-Tracking-Funktion der AVA. Dabei werden in den Ursprung, im Verlauf und an das Ende des Gefäßes Punkte gesetzt, die den Verlauf widerspiegeln. Das Programm errechnet anhand dieser Punkte MPR und MI-Projektionen und stellt so das Lumen dar. Durch starkes Bildrauschen, Überlagerungseffekte, Kalzifikationen, Bewegungsartefakte oder nicht ausreichendes Datenmaterial kam es immer wieder zu Ausfällen. Das Gefäß wurde an dieser Stelle nicht dargestellt und hätte manuell nachbearbeitet werden müssen.

Bei der Auswertung der RCA ließen sich in den axialen Bildern 8 % der Segmente nicht darstellen. Wobei die Ausfallrate mit abnehmenden Gefäßdiametern zunimmt (AHA-1: 2,8

%; AHA-4: 15,5 %). Das zweite Segment im Verlauf zwischen rechtem Vorhof und Ventrikel stellte sich mit Ausfallraten von 7 % zuverlässig dar. Aufgrund der engen Lagebeziehung der RCA zum rechten Vorhof und Ventrikel kam es vor allem auf 4-Zeilen-Geräten und geringerer NaCl-Nachinjektionen zu Überlagerungen mit dem Ventrikel und so zu starken Bewegungsartefakten und Ausfällen in der Darstellung. Diese Ausfälle konnten mit 16 Zeilen zum Teil kompensiert werden [83]. Selbst distale Segmente, mit Lumen unter zwei Millimetern, ließen sich mit Ausfallraten von unter 13 % sicher abbilden.

Auch die LMCA und die LAD ließen sich mit geringen Ausfallraten darstellen. Selbst distale Abschnitte und die zum Teil filiformen Diagonalen wurden mit Ausfallraten von 10 bis 20 % noch befriedigend erfasst. In den Auto-Tracking-Protokollen der AVA wurden die Diagonalen nicht sicher dargestellt. Mit Ausfallraten bis zu 80 % in der AVA musste bei nahezu jeder Untersuchung manuell nachbearbeitet werden. Vor allem an den Abzweigungen der Diagonalen kam es zu Fehlinterpretationen und zu falschen Darstellungen in den MPR und MI-Projektionen. Der Fehler konnte in der Nachbearbeitung mit weiteren Markierungen, zusätzlich zu den Standardmarkierungen, in der Umgebung der Abzweigungen der Diagonalen kompensiert werden.

Ursprungsnahe Anteile des RCX ließen sich mit Ausfallraten bis zu 13 % sicher herausarbeiten. Aufgrund der engen Lagebeziehung zu Sinus coronarius und der linken Koronarvene sowie starken Bewegungsartefakten im Bereich der Facies diaphragmatica ließen sich bis zu 50 % der Segmente in den Nachbearbeitungswerkzeugen nicht darstellen. Auch in den axialen Bildern ließen sich kleinlumige distale Abschnitte mit Ausfallraten bis zu 30 % nicht sicher abbilden. In den Auto-Tracking-Protokollen der AVA waren die Segmente 14 und 15 nicht vorgesehen und mussten manuell nachbearbeitet werden. Die Nachbearbeitungen in der AVA waren zum Teil nicht reproduzierbar und zeitlich sehr aufwendig, da nur sehr kurze Gefäßabschnitte bearbeitet werden konnten.

Letztendlich konnte die Erreichbarkeit der Koronargefäße mit der Einführung der 16-

Zeilen-Technologie noch gesteigert werden. Selbst Diameter unter zwei Millimetern stellen kein Ausschlusskriterium mehr dar [10].

5.2 Die Interraterreabilität

Als zufallskorrigiertes Maß für die Konkordanz der beiden Untersucher wurde der Kappa-Koeffizient (κ) berechnet. Die Interraterreabilität wurde dann auf einer Skala von schwach bis sehr gut beurteilt [84]. Die Übereinstimmung zwischen den beiden Untersuchern war insgesamt gut ($\kappa = 0,63$), wobei die Übereinstimmung in den axialen Bildern moderat ($\kappa = 0,59$) und damit schlechter als mit den Nachbearbeitungswerkzeugen war. Die Beurteilung der axialen Bilder bedarf einiger Erfahrung und bei komplizierter Anatomie waren die Segmente manchmal schwerer zuzuordnen und zu beurteilen. Die Nachbearbeitungswerkzeuge sind hier eine Erleichterung. Insbesondere im Volume Rendering konnte sich so ein guter Überblick verschafft werden. Das erleichterte die Einstellungen für die MPR oder den MIP.

Die Konkordanz der zwei Auswerter in den Segmenten der RCA und LMCA war gut (RCA: $\kappa=0,69$; LCMA: $\kappa=0,64$) und damit besser, als die der LAD und des RCX (LAD: $\kappa=0,60$; RCX: $\kappa=0,58$). Auffällig war, dass die Interraterreabilität in Segmenten mit überwiegend besserer Bildqualität (z.B. LMCA, proximale und mediale LAD), d.h. die vornehmlich mit gut oder sehr gut beurteilt wurden, geringer war, als in Segmenten mit überwiegend schlechterer Bildqualität. Das ist ein Hinweis dafür, dass die Differenzierung zwischen sehr guter und guter Bildqualität, ggf. auch befriedigender Bildqualität schwieriger war. Demnach war die Graduierung der Bildqualität im Detail zu fein. Eine einfachere Graduierung in die drei Qualitäten gut, moderat und schlecht wäre für diese Studie ausreichend gewesen.

5.3 Bildqualität

Frühere Studien zeigten, dass insbesondere hohe Herzfrequenzen und die Wahl des richtigen Rekonstruktionszeitpunktes wichtige Einflussgrößen auf die Bildqualität sind. Weiterhin minderten Überstrahlungsphänomene von verkalkten Plaques im Bereich von Stenosen die Bildqualität. Dadurch wurde die Einschätzung von Verengungen erschwert. Bei Schichtdicken unter einem Millimeter kam ein vermehrtes Bildrauschen in den axialen Schichten als neuer Faktor hinzu. Das Rauschen konnte aber zum Teil mit den Nachbearbeitungswerkzeugen kompensiert werden. Die folgende Tabelle zeigt die wichtigsten Einflussfaktoren auf die Bildqualität [90-95].

Einflussfaktoren auf die Bildqualität
Herzfrequenzen
Kalzifikationen
Atemartefakte
Rekonstruktionszeitpunkt im RR-Intervall
Lagebeziehung des Segments zum Myokard
räumlich und zeitlich mögliche Auflösungen
Bildrauschen

Tabelle 33 Einflussfaktoren auf die Bildqualität

5.3.1 Bildqualität der einzelnen Koronarien

Die RCA stellte sich insgesamt befriedigend dar, wobei sich proximale Anteile gut zeigten. Wie in früheren Studien konnte auch hier das zweite Segment im Verlauf zwischen rechtem Vorhof und Ventrikel mit einer mittleren Bildqualität von 3,8 (in Noten

von 1-6) nicht befriedigend dargestellt werden. Hauptursache für die schlechte Bildqualität waren Überlagerungsphänomene mit dem rechten Vorhof sowie Bewegungsartefakte. Die folgende Abbildung zeigt eine typische Rekonstruktion der rechten Koronararterie.

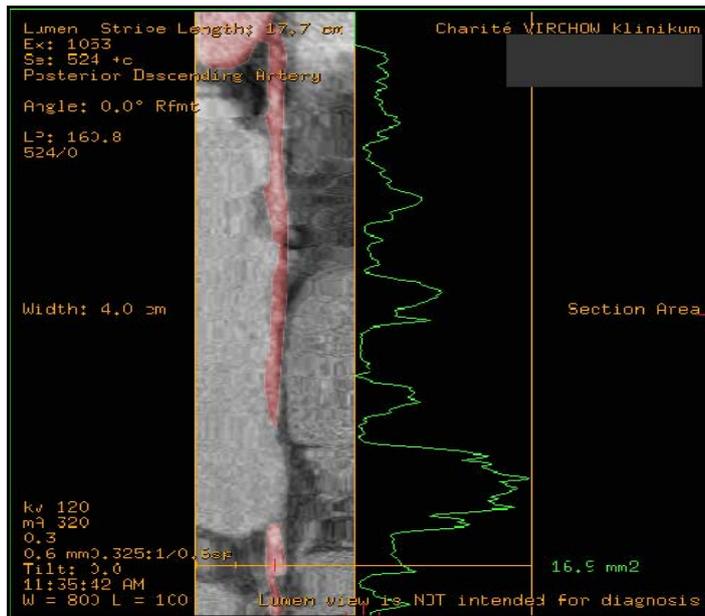


Abbildung 22 Überlagerungsphänomen der rechten Koronararterie (rot) mit dem Ventrikel in der AVA Lumenview

Die linke Hauptarterie und die LAD stellten sich durchschnittlich gut dar (LMCA: 1,7; LAD: 2,5). Dabei hatte die LMCA eine zum Teil sehr gute Bildqualität. Wenn distale Abschnitte abgebildet wurden, war die Bildqualität mit Noten zwischen 2,3 und 3,4 befriedigend. Stenosen hätten mit dieser Bildqualität gut befundet werden können. Die Bildqualität des RCX war insgesamt befriedigend. Wobei sich auch hier proximale Anteile das Segment 11 oder der erste Marginalast mit Noten zwischen 2,3 und 2,8 besser abbildeten. Im Vergleich zu Studien auf Geräten mit vier Zeilen konnten keine Verbesserungen in der Bildqualität gezeigt werden [96]. Insbesondere Bewegungsartefakte, fehlende Kontrastierungen und Überlagerungen mit dem Sinus coronarius erschwerten die Beurteilung.

5.3.2 Bildqualität in Abhängigkeit zum RR-Intervall

Die Wahl des Rekonstruktionszeitpunktes im RR-Intervall ist ein weiterer Einflussfaktor auf die Bildqualität. Studien zeigten, dass die Abbildungen der linken Herzkranzgefäße mitdiastolisch und die Bildqualitäten der rechten Koronarie endsystolisch sowie frühdiaastolisch am besten waren [90, 91]. Im Gegensatz zu früheren Studien konnte gezeigt werden, dass sich die Koronargefäße in der gesamten Diastole konstant abbilden lassen. Auch die RCA lässt sich jetzt früh oder enddiastolisch gut darstellen. In der Befundung der Koronarien bedeutete die Rekonstruktion der einzelnen RR-Intervalle einen erheblichen Zeitaufwand. Eine Rekonstruktion bei 60, 70 und 80 % des RR-Intervalls ist jetzt ausreichend.

5.3.3 Einfluss der Herzfrequenz auf die Bildqualität

Bei mittleren Geschwindigkeiten von 50 mm/s der Herzkranzgefäße sind Bewegungsartefakte die Hauptursache für eine schlechte Abbildung [75]. Aufgrund der engen Lagebeziehungen zum Myokard ist die Herzfrequenz entscheidend für eine gute Bildqualität. Eine höhere Herzfrequenz bedingt eine geringere Bildqualität [90, 91, 93, 94]. Aus früheren Studien liegt die optimale Herzfrequenz im Mittel unter 74 Schläge pro Minute [82, 90].

Die Herzfrequenzen dieser Studie lagen im Median bei 73 Schlägen in der Minute. Aufgrund der Regressionsanalysen konnte gezeigt werden, dass eine höhere Herzfrequenz eine geringere Bildqualität bedingt. Bis zu Herzraten von 78 Schlägen die Minute wurden gute Abbildungen der Koronarien gefunden. Aber selbst Herzfrequenzen oberhalb von 78 Schlägen die Minute bedeuten keinen Ausschluss für die CTA mehr. Es war in einzelnen Fällen sogar möglich, gute Bilder bei Herzraten oberhalb von 100 Schlägen pro Minute zu erhalten.

Nahezu in jeder Untersuchung konnte ein Anstieg der Herzfrequenz gefunden werden.

Im Mittel variierte die Herzrate um 7 Schläge pro Minute während einer Untersuchung. Es konnte gezeigt werden, dass eine höhere Variabilität eine schlechtere Bildqualität produziert. So waren Untersuchungen mit Variabilitäten unter 5 Schläge pro Minute signifikant besser, als Untersuchungen mit Variationen oberhalb von 5 Schlägen pro Minute. Die folgende Tabelle zeigt einige Einflussfaktoren auf die Herzfrequenz.

Ursachen für Herzfrequenzvariationen
Kontrastmittelapplikation
endogene Herzrhythmusstörungen
Atemanhaltenmanöver
Stress
Falsche EKG-Triggerung

Tabelle 34 Einflussfaktoren auf die Herzfrequenz

Hauptsächlich durch die Kontrastmittelapplikation kam es zu einem Anstieg der Herzfrequenz. Durch diskrete Verzögerung des Scanbeginns nach Applikation könnte ein Teil dieses Anstieges gemildert werden. Die Variation der Herzrate durch das Atemanhaltenmanöver kann durch kürzere Untersuchungszeiten abgeschwächt werden. Bei Akquisitionszeiten der 16-Mehrzeilen-Geräte um 20 s pro Untersuchung sind jetzt selbst Aufnahmen bei herz- und ateminsuffizienten Patienten möglich. Ein weiterer wichtiger Einflussfaktor ist emotionaler Stress während der Untersuchung. Durch Beruhigung und genaue Aufklärung des Patienten kann dieser entscheidend beeinflusst werden. Weiterhin muss die Gabe eines β -Blockers nicht nur zur Senkung der Herzrate sondern auch zur Milderung der Herzfrequenzvariation weiter diskutiert werden.

5.3.4 Einfluss des Pitches auf die Bildqualität

Es konnte gezeigt werden, dass Untersuchungen mit kleinerem Pitch eine bessere mittlere Bildqualität aufweisen. Durch den geringeren Tischvorschub stehen mehr korrespondierende Daten zur Interpolation zur Verfügung. Dahingegen bedeutet ein kleiner Pitch auch eine längere Untersuchungszeit mit einem längeren Atemanhaltenmanöver und höherer Strahlenbelastung.

5.3.5 Einfluss der Belichtungszeit auf die Bildqualität

Die zeitliche Auflösung ist ein weiterer Einfluss auf die Abbildungsqualität der Koronargefäße. Bei einer Rotationszeit von 500 ms und 180° Interpolation ist eine theoretische zeitliche Auflösung von 250 ms möglich. Durch leicht überhängende Halbroationen ist die tatsächliche zeitliche Auflösung bei 328 ms. Die Dauer der Diastole bei einer Herzfrequenz von 60 Schlägen pro Minute liegt bei 500 ms. Eine zeitliche Auflösung von 328 ms belichtet das Herz während zwei Dritteln der diastolischen Herzaktion. Daraus resultieren Bewegungsartefakte, die die Bildqualität mindern. Ein weiterer Aspekt sind die Bewegungen der Koronarien. Bei mittleren Geschwindigkeiten um 50 mm/s und einer Belichtungszeit von 100 ms ergibt sich eine theoretische Bewegung des Gefäßes und 0,5 mm. Bei einem Lumen von 2,5mm würden sich die Gefäße um 20 % ihres Durchmessers bewegen. Um diese potentielle Unschärfe zu beseitigen, müsste die zeitliche Auflösung noch unterhalb von 100 ms liegen [75, 92]. Durch Einführung der mehrfach segmentierten Rekonstruktionsverfahren liegt die theoretisch mögliche Belichtungszeit im 4-Segment-Mode bei 63 ms. Der Einfluss der Ein- und Mehrsektorprotokolle auf die Bildqualität wird seit einigen Jahren kontrovers diskutiert [82, 97].

In dieser Studie wurde die Bildqualität der einfach segmentierten Algorithmen mit der Bildqualität der mehrfach segmentierten Algorithmen verglichen. In einem direkten

Vergleich mit dem Ein-Segment-Mode (Segment) und dem 2-Segment-Mode (Burst) sowie dem 4-Segment-Mode (Burst Plus) konnte kein signifikanter Unterschied in der Bildqualität gefunden werden. Auch ein Vergleich von Burst und Burst Plus zeigte keinen Unterschied. Daraufhin wurde jedes axiale Bild hinsichtlich seiner Bildqualität reevaluiert. Die mittlere Belichtungszeit im Burst-Mode war 252 ms. Trendanalysen zeigten keine bessere Bildqualität bei kleinerer Belichtungszeit. Nahezu jedes zweite Bild wurde mit einer Auflösung von 328 ms im Segment-Mode abgebildet. Gerade bei höheren Herzfrequenzen liegen im Mehrsegmentmode ab einem bestimmten Pitch nicht mehr genügend Bildprojektionsdaten zur Interpolation vor, so dass automatisch im Einzelsegment-Mode aufgezeichnet wird. Ein direkter Zusammenhang zwischen einem häufigen Wechsel und einer schlechteren Bildqualität konnte aber nicht gefunden werden. Das 4-Segment-Protokoll wurde in keinem der Patienten ausgeführt. Die Belichtungszeiten entsprachen dem Burst-Mode. In mehreren Studien werden für jede Herzfrequenz eine privilegierte Rotationszeit und eine spezifische Belichtungszeit diskutiert [83, 92]. Anhand dieser Studie kann dazu keine Aussage getroffen werden.

5.4 Vergleich der Nachbearbeitungswerkzeuge

Die Bildqualität der axialen Bilder war im Vergleich zum Volume Rendering ($p=0,04$) und zur Advanced Vessel Analysis ($p<0,01$) signifikant besser. Ein Unterschied zwischen dem Volume Rendering und der AVA konnte nicht gefunden werden. Die axialen Schichten bieten die beste Bildqualität bei geringeren Ausfallraten. Aufgrund der Schichten erfordern sie aber zum Teil sehr dezidierte Anatomiekenntnisse. Bei koronaren Anomalien war eine Beurteilung unter Umständen sehr aufwendig. Auch komplette Gefäßverschlüsse wurden erst in den anderen Verfahren deutlicher. Das Volume Rendering ist ein ausgezeichnetes Verfahren um sich einen ersten allgemeinen Überblick zu verschaffen. Auch Koronaranomalien werden hier deutlicher. Es ist ein ausgezeichnetes Werkzeug zur Beurteilung der in der Regel großlumigeren Bypassgefäße. Es waren aber zum Teil sehr

viele Einstellungen nötig, um einzelne Segmente gut darzustellen. Diese waren zum Teil auch weniger gut reproduzierbar. Aufgrund der höheren Ausfallrate bei etwas schlechterer Bildqualität ist eine Überprüfung des Befundes in den axialen Bildern weiter nötig. Die Auto-Tracking-Funktion der AVA verspricht ein viel versprechendes Instrument zu werden. Wegen der hohen Ausfallrate erfordert diese Funktion aber noch häufiges und zeitaufwendiges Nachbearbeiten einzelner Segmente. In Kombination mit den axialen Bildern ist sind die MIP und MPR einzelner Segmente ein sicheres, übersichtliches und einfaches Werkzeug zur Analyse der Herzkranzgefäße.

5.5 Limitationen dieser Arbeit

Ziele dieser Arbeit waren unter anderem die Auswertung der Bildqualität in der 16-Zeilen-MSCT sowie ein Vergleich der einzelnen Nachbearbeitungswerkzeuge und die Evaluation der Einflussgrößen auf die Bildqualität und somit die Darstellung der Koronarien in der 16-Zeilen-MSCT zu verbessern. Ein direkter Vergleich der MSCTA mit der konventionellen Koronarangiografie war im Studienprotokoll nicht vorgesehen. Der direkte Vergleich zwischen 16-Zeilen-MSCT und der Koronarangiografie wurde auch bereits in anderen Studien gezeigt [38, 72].