

6 Zusammenfassung

In vorausgegangenen Studien wurden die Bildqualität und damit die diagnostische Wertigkeit auf 4-Mehrzeilengeräten evaluiert. Für die Befundung der Koronararterien mit Hilfe der MSCT ist eine gute Bildqualität von entscheidender Bedeutung. Ziel dieser Arbeit war die Einflussfaktoren auf die Bildqualität in der computertomografischen Angiografie (CTA) auf den neuen 16-Mehrzeilengeräten zu evaluieren und ein die Entwicklung eines praktikablen Arbeitsdiagramms, das eine gute und reproduzierbare Bildqualität erlaubt. Der Rohdatensatz wurde retrospektiv EKG-gebunden in den RR-Intervallen von 0 - 90% sowie in Einzel-, 2- und 4-Segmentalgorithmen rekonstruiert. Die Bildqualität der einzelnen Segmente der Koronarien wurde in den axialen Bildern, im VR und in der AVA von zwei unabhängigen Betrachtern mit Noten von 1 bis 5 (6: nicht darstellbar) bewertet. Die Koronarien konnten in den axialen Bildern mit 9,8 % fehlenden Segmenten vergleichsweise zuverlässig abgebildet werden. Die Darstellung distaler Segmente und Anteile des RCX ließen sich, wie in anderen vergleichbaren Untersuchungen auf 4-Mehrzeilengeräten, schwierig darstellen.

In den einzelnen Segmenten konnte eine gute mittlere Bildqualität (2,5) erreicht werden. Auch hier stellten sich distale Anteile, die Marginalen des RCX und Anteile der RCA im Verlauf des Sulcus interventricularis mit einer schlechteren Bildqualität dar.

Durch die höhere Kollimation pro Rotation konnte die Scanzeit auf 20 s gesenkt werden. Dadurch konnten Atemartefakte minimiert und die Anwendung der MSCTA, z.B. auf herz- und ateminsuffiziente Patienten erweitert werden. Des Weiteren sind die einzelnen Segmente jetzt nahezu in der gesamten Diastole darstellbar mit einem Optimum bei 60 - 80 %. Selbst die RCA lässt sich jetzt in der frühen Diastole bei 60 % RR-Intervall gut abbilden.

Auch mit 16-Zeilen bleibt die Herzfrequenz ein entscheidender Faktor für die Bildqualität.

In dieser Studie konnte eine gute Bildqualität bis zu einer Frequenz von 78 Schlägen pro Minute erreicht werden. Aber auch Herzfrequenzen oberhalb dieser Grenze sind keine Kontraindikation mehr. So konnte eine ausgezeichnete Bildqualität auch in Untersuchungen mit Herzfrequenzen oberhalb von 100 Schlägen die Minute erreicht werden. Als weiterer Einflussfaktor auf die Bildqualität konnte die Herzfrequenzvariabilität isoliert werden. Es zeigte sich, dass Untersuchungen mit einer Variabilität unter 5 Schlägen pro Minute eine signifikant bessere Bildqualität hatten, als Untersuchungen mit höherer Variabilität.

Ein Zusammenhang zwischen höherer zeitlicher Auflösung und einer besseren Bildqualität konnte in dieser Studie nicht gezeigt werden. Insbesondere die Mehr-Segment-Algorithmen zur Reduzierung der Belichtungszeit zeigten keine Vorteile. Bemerkenswert ist die Tatsache, dass zur Reduktion von Bildrauschen bei variablen Herzfrequenzen im Mehrsegmentprotokoll einzelne Schichten im Einzelsegment-Algorithmus berechnet wurden. Es konnte aber gezeigt werden, dass ein hoher Wechsel zwischen Segment und Burst keine schlechtere Bildqualität erzeugt.

Der Pitch war ein weiterer Einflussfaktor. Bei konstanter Strahlen- bzw. Detektorbreite und konstanter Rotationszeit ist ein langsamer Tischvorschub maßgeblich für eine gute Bildqualität. Insbesondere für die Arbeitsweise der Mehrsegmentprotokolle stehen so, bei kleinerem Pitch mehr Daten zur Interpolation zur Verfügung. Aktuell wird in der Literatur diskutiert, ob eine spezifische Herzfrequenz eine bestimmte Rotationszeit und einen spezifischen Segmentalgorithmus bedingt. Anhand dieser Studie konnte dazu keine Aussage getroffen werden.

Die axialen Bilder stellten die einzelnen Segmente am zuverlässigsten dar. Die Auto-Tracking-Funktionen der AVA zur Darstellung eines Koronargefäßes waren zum Teil mit hohen Ausfallraten behaftet und mussten aufwendig nachbearbeitet werden. Das Volume Rendering zeigte einige Vorteile in der Übersicht, so waren Bypassgefäße oder Koronaranomalien hier besser zu sehen. Nach Zusammenschau der Ergebnisse empfiehlt

es sich die Koronararterien in den axialen Bildern zu screenen und suspekta Segmente einzeln in den multiplanaren Reformatierungen oder den Maximum-Intensitäts-Protokollen nachzubearbeiten. Die automatisierte Darstellung eines Koronargefäßes empfiehlt sich vorerst nicht, da die Auto-Tracking-Protokolle noch mit zum Teil hohen Ausfallraten behaftet sind. Dieses Vorgehen ist in der CardIQ Analysis®, welches über ein Splittscreenverfahren, die axialen Bilder, das Volume Rendering, die MIP und MPR der Advanced Vessel Analysis auf einen Blick zeigt, zeitsparend möglich.

Die 16-MSCTA hat zurzeit nicht das Potential generell einen diagnostischen Herzkatheter zu ersetzen. Hohe Ausfallraten und die zum Teil mäßige Bildqualität distaler Segmente erzeugen Unsicherheiten, wie z.B. Fehlinterpretationen (Über- oder Unterschätzen) von Läsionen, die ggf. dann doch mit einem Herzkatheter reevaluiert werden müssten. Des Weiteren wird die Beurteilung von Stenosen durch die fehlende Möglichkeit zur Beurteilung des Flusses (TIMI I-III) und des Anfärben des Myokards (Blush I-III) erschwert. Aufgrund der hohen zusätzlichen Strahlenbelastung und nicht unerheblichen Kontrastmittelbelastung würde man in diesen Fällen auf eine MSCTA verzichten und eine konventionelle Angiografie durchführen. Auf Patientenwunsch wäre die MSCTA in der Diagnostik der koronaren Herzerkrankung möglich. Bei optimalen Untersuchungsbedingungen und daraus resultierender guter Bildqualität wäre die CTA anstelle der konventionellen Angiografie ohne Interventionsbedarf möglich. Neuere Untersuchungen insbesondere auf Geräten mit 64 Zeilen zeigen aktuell, dass die MSCTA eine echte Alternative zum diagnostischen Herzkatheter werden kann [98].

6.1 Workflow

Die folgende Tabelle zeigt einige Aspekte, die eine Verbesserung der Bildqualität bewirken und eine effiziente Beurteilung der Koronaren ermöglichen.

Arbeitsdiagramm
Ausführliche Aufklärung des Patienten und Erklärung der einzelnen Abläufe
Exakte EKG-Triggerung, eventuell Elektroden neu kleben, deutliche RR-Zacken
Herzfrequenzreduktion bei hohen Herzraten, z.B. mit β -Blockern
Leicht verzögerter Scanbeginn nach Kontrastmittelapplikation
Datenakquisition bei Pitch kleiner 0,3:1
Rekonstruktion der Rohdatensätze bei 60 - 80 % RR-Intervall im Einzelsegmentalgorithmus
Screenen der axialen Bilder
Direkte Reevaluation verdächtiger Segmente in den MPR und den MIP der AVA
Bei Koronaranomalien und Bypassgefäßen dient das Volume Rendering als Überblick

Tabelle 35 Vorschläge zur Verbesserung der Bildqualität