

UNIVERSITÄTSKLINIKUM HAMBURG-EPPENDORF

Diagnostikzentrum, Institut für Rechtsmedizin

Direktor: Prof. Dr. med. Klaus Püschel

Virtuelle Endoskopie mit Computertomographie post mortem: Herz, Aortenklappe, Mitralklappe

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

vorgelegt von:
Lorenz Benedikt Scharf
aus Berlin

Hamburg 2010

**Angenommen von der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg am: 29.04.2011**

**Veröffentlicht mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.**

Prüfungsausschuss, der Vorsitzende: Prof. Dr. H. Vogel

Prüfungsausschuss, zweiter Gutachter: Prof. Dr. K. Püschel

Prüfungsausschuss, dritter Gutachter: Prof. Dr. T. Rösch

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Fragestellung	5
2. Material und Methode	8
2.1 Injektion von Luft.....	9
2.2 CT–Untersuchung	13
2.3 Virtuelle Endoskopie.....	13
3. Ergebnisse	18
3.1 Erarbeitetes Untersuchungsprotokoll	18
3.2 Aortenklappe	21
3.3 Mitralklappe	25
3.4 Einzelne Strukturen und Vorgänge	30
3.5 Artefakte.....	40
3.6 Spezielle Beobachtungen	44
4. Diskussion	67
4.1 Virtuelle Endoskopie post mortem.....	67
4.2 Kontrastmittel.....	73
4.3 Gegenwart, Ausblick und Entwicklung	75
5. Zusammenfassung.....	78
6. Abkürzungsverzeichnis.....	79
7. Literaturverzeichnis.....	80
8. Danksagung.....	86
9. Lebenslauf.....	88
10. Eidesstattliche Versicherung.....	89

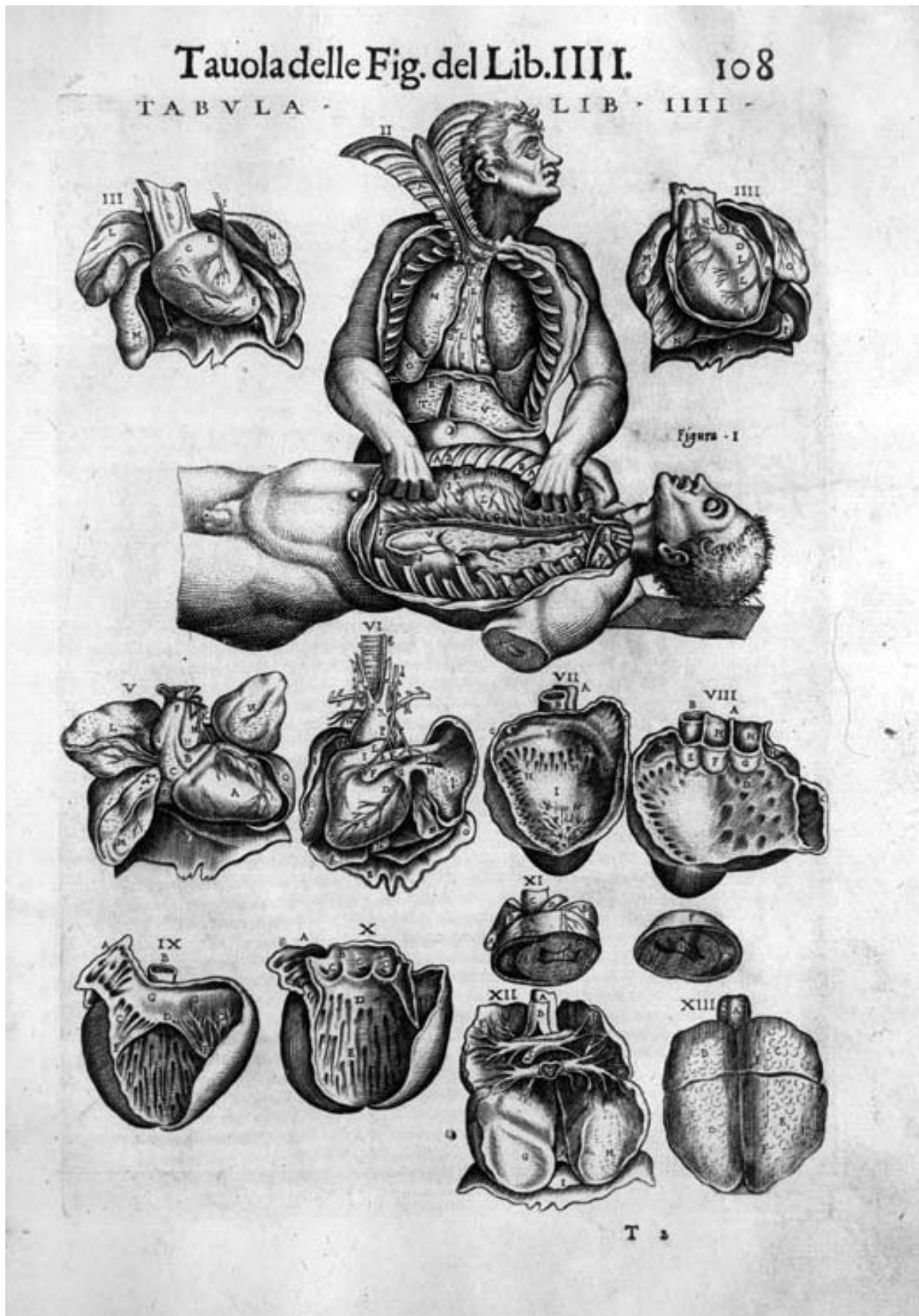


Abb. (Abbildung) 1: Darstellung einer Autopsie, des Thorax und der Herzbinnenstrukturen

Aus: „La Anatomia del corpo humano“ von di Hamusco aus dem Jahre 1560.

1. Einleitung und Fragestellung

Die Eröffnung des Herzens und Darstellung der Herzbinnenstrukturen ist seit langem Bestandteil der medizinischen Forschung, so auch dargestellt in Abb. 1, einem Kupferstich aus dem 16. Jahrhundert (di Hamusco 1560). Im selben Säkulum wurden auch einige der ersten Injektionen zur in vitro - Darstellung des Gefäßsystems durchgeführt (Berengar 1521). Die Methoden wurden ständig weiterentwickelt, so auch von Virchow (1857). Im Jahr der Entdeckung der Röntgenstrahlen (Röntgen 1895) wurden bereits forensisch – radiologische Untersuchungen durchgeführt (Brogdon 1998). Hildebrand und Mitarbeiter aus dem Neuen Allgemeinen Krankenhaus Hamburg-Eppendorf beschrieben Möglichkeiten plastischer Darstellungen des menschlichen Gefäßsystems nach Injektion von Kontrastmittel in: „Das Arteriensystem des Menschen im stereoskopischen Röntgenbild“ (1904). Nach der Einführung des Computertomographen (CT) in die klinische Diagnostik im Jahre 1972 durch Cormack und Hounsfield (Di Chiro und Brooks 1979) wurde diese Technik vier Jahre später zum ersten Mal für forensische Untersuchungen angewandt (Wüllenweber et al. 1977). Die Bedeutung der radiologischen Bildgebung in der Rechtsmedizin wird von Autoren wie Brogdon (1998) und Vogel (1997) hervorgehoben.

Die Anzahl der in Deutschland durchgeführten Sektionen nimmt ab. Wurden 1994 deutschlandweit 35.646 Sektionen durchgeführt, so waren es im Jahre 1999 nur noch 27.147 (Schwarze und Pawlitschko 2003). Weniger Sektionen bedeuten weniger Möglichkeiten des Abgleichs mit ante mortem gestellten Diagnosen und erschwerte Bedingungen für Forschung und Lehre. Damit entfällt eine sehr wichtige Maßnahme der Qualitätssicherung in der Medizin.

Unter dem Namen „**Virtopsy®**“ haben Thali und Mitarbeiter in Bern in den letzten Jahren eine Zusammenarbeit von Rechtsmedizin und Radiologie vorangetrieben und weiterentwickelt, die neue Möglichkeiten der Befundung eröffnet (Thali et al. 2007a). Hierdurch entstehen wesentliche Fragestellungen, die insbesondere das Leben definierende Organe betreffen, wie das Herz. Sie beziehen sich auf Untersuchungsverfahren, die es erlauben, am Herzen von Toten Aussagen zu treffen, die wahrscheinlich machen oder belegen, dass eine Erkrankung des Herzens Todesursache gewesen ist. Dafür kann von radiologischer Seite die Computertomographie (CT) eingesetzt werden (Püschel 2007).

Einer der Vorteile dieser Technik sind die weiteren Möglichkeiten der Darstellung von Untersuchungsbefunden (Thali et al. 2007b). Beim klassischen Röntgen werden zweidimensionale Projektionsbilder erstellt. Diese stellen eine Projektion der untersuchten Strukturen auf eine Fläche dar, wobei eine Betrachtung nur in der Richtung möglich ist, in der die Untersuchung angefertigt wurde.

Bei einer Computertomographie werden Aufnahmen aus verschiedenen Richtungen angefertigt und durch Rechenalgorithmen zusammengefügt. Hierzu rotieren in einem Computertomographen (Abb. 2) Strahlenquelle und die gegenüberliegenden Detektoren um einen Körper, wobei die Schwächung der Röntgenstrahlen beim Durchdringen des Körpers gemessen wird. Auf Basis der ermittelten Absorptionswerte können Volumenelemente, sogenannte „Voxel“ erstellt werden. Aus diesen Voxeln kann die Volumenstruktur der untersuchten Organe rekonstruiert und aus beliebigen Winkeln und Schnittebenen betrachtet werden. In der gegenwärtigen Entwicklung der Rechtsmedizin zu einer serviceorientierten Medizin nehmen bildgebende Verfahren wie die Computertomographie post mortem eine wichtige Stellung bezüglich der Fragen und Probleme um den Tod der Menschen herum ein (Püschel 2009). Die Möglichkeiten der Computertomographie sind Gegenstand zahlreicher wissenschaftlicher Arbeiten im Bereich der forensischen Medizin (Thali et al. 2009).



**Abb. 2: 4 Zeilen–Multislice
Computertomograph „MX 8000 Quad 4“,
Philips; Institut für Rechtsmedizin Hamburg.**

Erkrankungen des Herzens sind eine der häufigsten Todesursachen in Deutschland. So waren laut statistischem Bundesamt (2010) bei 356.729 von 844.439 im Jahre 2008 Verstorbenen Erkrankungen des Herz-Kreislaufsystems todesursächlich, dies entspricht 42%. Jedoch ist die diagnostische Aussagekraft einer CT-Untersuchung post mortem bezüglich des Herzens eingeschränkt. Blut und Strukturen des Herzens weisen eine ähnliche Röntgendichte auf; eine Unterscheidung ist erschwert. Wünschenswert ist ein Verfahren, das eine

Darstellung von Herz und Gefäßen post mortem erlaubt und dabei einfach in der Anwendung ist. Einer der Ansätze, deren Erforschung neue Erkenntnismöglichkeiten verspricht, ist die virtuelle Endoskopie von mit Luft als Kontrastmittel gefüllten Höhlräumen und Organen.

Bei einer virtuellen Endoskopie wird die abzubildende Region unter Nutzung der zuvor erstellten Voxel dreidimensional rekonstruiert. Hierzu wird ein Grenzwert für die Absorption von Röntgenstrahlen festgelegt: Strukturen mit höherer Absorption werden dargestellt, Regionen mit geringerer Absorption von Röntgenstrahlen, wie Luft, werden nicht dargestellt. Somit ist die Morphologie der Strukturen ersichtlich und das Lumen abgrenzbar. Diese Form der Bildgebung entspricht in ihrer Darstellung einer „klassischen“ Endoskopie mit einem Endoskop. In der Medizin ist die Methode der virtuellen Endoskopie in die klinische Diagnostik integriert, z.B. als virtuelle Koloskopie (Rockey 2009), virtuelle Broncho- und Rhinoskopie (Thomas et al. 2009). In der kardiologischen Bildgebung beim Lebenden findet sie ebenfalls Anwendung (Davis et al. 1996, Hsu et al. 2007). Jedoch sind die Möglichkeiten einer virtuellen Endoskopie des Herzens post mortem bisher allenfalls vereinzelt angesprochen wurden. Eine Suche auf PubMed vom 08.09.2009 nach Publikationen über virtuelle Endoskopie post mortem ergab die in Tab. (Tabelle) 1 dargestellten Ergebnisse:

Tab. 1: Internetrecherche zu 4 Bezeichnungen für virtuelle Endoskopie post mortem
URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez> [Stand 01.10.2009, 16:18]

Suchwort:	virtual endoscopy post mortem	virtual endoscopy forensic medicine	virtual endoscopy legal medicine	virtual endoscopy heart
Treffer:	1	1	3	28

Die hierbei gefundenen Artikel aus medizinischen Fachzeitschriften behandeln die virtuelle Endoskopie des Herzens am Lebenden; Herzklappen wurden zudem nicht erforscht. Über Möglichkeiten virtueller Endoskopie post mortem lassen sich bis dato keine Literaturangaben oder Artikel finden. Als Kontrastmittel für eine Darstellung des Herzens wurde Luft in keiner der bisher erschienen Arbeiten verwendet. Gefunden wurden auch Evaluationen von digitalen Trainingsmethoden für endoskopische Untersuchungen. Eine Suche auf <http://www.google.de> brachte ebenfalls keine Ergebnisse.

Hieraus ergab sich die **Fragestellung** der eigenen Arbeit: Eignet sich Luft als Kontrastmittel für eine Untersuchung des Herzens mit virtueller Endoskopie post mortem? Ist es mit diesem Verfahren möglich pathologische kardiale Befunde - besonders an Aorten- und Mitralklappen - zu diagnostizieren? Und wie kann eine solche Untersuchung gestaltet werden?

2. Material und Methode

Am Institut für Rechtsmedizin der Universität Hamburg werden Verstorbene seit Februar 2008 im institutseigenen Computertomographen untersucht. Gegenwärtig wird vor folgenden Sektionen regelhaft eine Ganzkörper-CT–Untersuchung durchgeführt:

- Plötzlicher Tod aus ungeklärten Ursachen
- Postoperative Todesfälle
- Todesfälle aus dem Bereich der Intensivmedizin
- Traumata mit Todesfolge – wie Unfälle, Erhängen, Schuß– und Stichverletzungen
- Totgeburten oder Vermutung eines plötzlichen Kindstodes (SIDS)
- Verdacht auf Kindesmißhandlung
- Spezielle wissenschaftliche Fragestellungen, z.B. Implantate und Prothesen betreffend.

Ziel der Untersuchung ist es, dem Rechtsmedizinern und dem Pathologen zusätzliche Informationen für seine Autopsie zur Verfügung zu stellen und eine zielbezogene Exploration zu ermöglichen.

Die Untersuchungen werden nach dem in Tab. 2 aufgeführten Schema angefertigt.

Tab. 2: Protokoll Ganzkörper–CT–Untersuchung

untersuchte Region:	Schichtdicke:	Pitch:
Thorax – Abdomen	3,2 mm	1,6 mm
Herz	1,3 mm	0,6 mm
Kopfskelett	1,3 mm	0,6 mm
Gehirn	3,2 mm	1,6 mm
Beine	3,2 mm	1,6 mm

Dieser Ansatz bietet eine Gelegenheit zum Vergleich von Untersuchungsergebnissen.

Im Rahmen dieser Untersuchungsroutine wurden für Autopsien erstellte CT–Bilder vom untersuchenden Arzt auf eine erkennbare Füllung von Herz und großen Gefäßen mit Luft oder Gas durchgesehen. Außerdem wurden bereits befundete CT–Daten, deren Untersuchungsergebnisse Hinweise auf eine Luft– oder Gasfüllung gaben, nachträglich analysiert. Zur weiteren Untersuchung wurden Bilddaten ausgewählt, deren Füllung mit Luft oder Gas für eine virtuelle Endoskopie ausreicht.

Insgesamt wurden die CT–Untersuchungen von 50 Verstorbenen mittels virtueller Endoskopie ausgewertet. Drei Gruppen ließen sich unterscheiden (Abb. 3):

- Füllung mit Luft durch Injektion post mortem
- Füllung mit Fäulnisgasen aufgrund von Verwesung
- Füllung mit Luft aufgrund von Luftembolien bei schweren Traumata wie Dezelerationstraumata, Schuß– oder Stichverletzungen.

Das Lebensalter der Verstorbenen reichte von 15 bis 82 Jahren, mit einem durchschnittlichen Alter von 54 und einem Median von 55 Jahren (bei n = 49, da das Alter eines Verstorbenen nicht bekannt war).

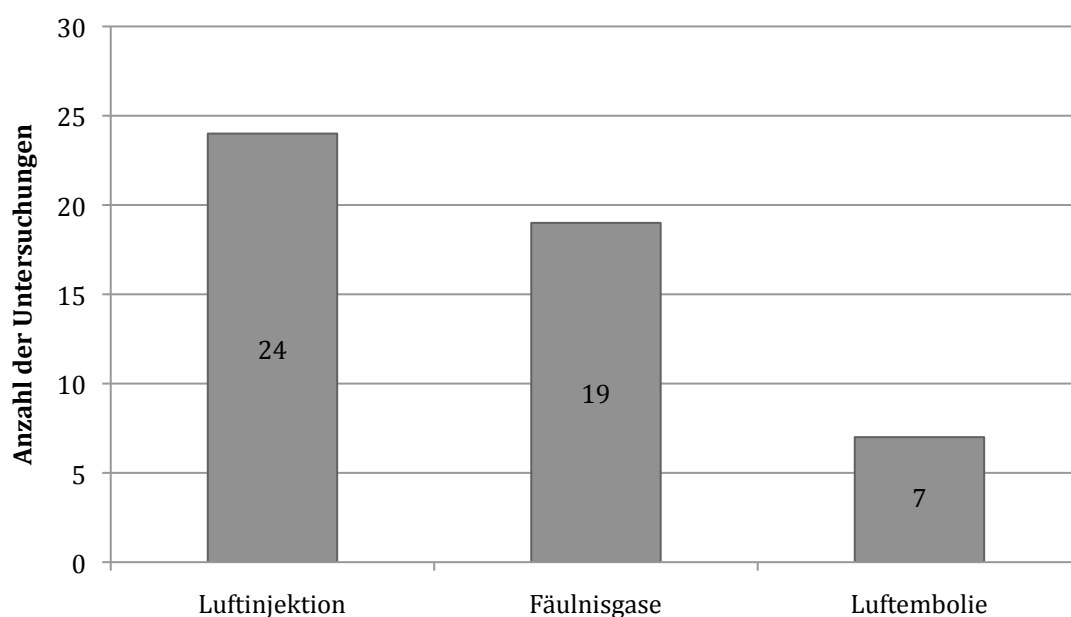


Abb. 3: Füllung der Herzen der in der Studie erfaßten Gruppen (n = 50)

Von 50 Untersuchungen mit virtueller Endoskopie insgesamt wurden 24 Untersuchungen nach Injektion von Luft durchgeführt, 19 bei Entwicklung von Fäulnisgasen und 7 bei Füllung mit Luft durch eine Embolie.

2.1 Injektion von Luft

Ein Protokoll für die Injektion von Luft in Herz und große Gefäße wurde entwickelt. Hierzu wurden unterschiedliche Techniken der Injektion und verschiedene Luftmengen variiert und die am besten praktikable Variante herausgearbeitet. Das im Gefäßsystem befindliche Blut wurde von der injizierten Luft verdrängt, so daß ein Ablassen von Blut nicht erforderlich war.

Eine **Injektion von Luft über die Arteria femoralis** wurde bei 19 Verstorbenen durchgeführt. Hierzu wurde die Arteria femoralis freipräpariert. Durch einen Scherenschnitt von ca. (circa) 3 mm Länge wurde ein Katheter für Koronarangiographien in das Lumen eingeführt und bis in die Aorta ascendens vorgeschoben. Der Katheter wurde über ein 3/2 Wege-Ventil mit einer 60 ml fassenden Perfusor-Spritze verbunden. Nach Einführen des Katheters wurde die Arterie ca. 2 cm hinter der Öffnung mit einem Faden abgebunden, um ein Austreten von Luft zu verhindern (siehe Abb. 4a). Über die Spritze erfolgte daraufhin eine Injektion von 50 ml Luft, um das Lumen im Bereich des Katheterendes zu füllen und somit zu markieren. Mit einem Topogramm des Thorax (siehe Abb. 4b) wurde die Lage des Katheterendes kontrolliert, bei Bedarf korrigiert und erneut kontrolliert. War eine Positionierung in der Aorta ascendens (siehe Abb. 4c und d) nicht möglich, wurde das Katheterende im Bereich des Aortenbogens plaziert. Anfänglich wurde die Luftfüllung in Portionen von je 500 ml vorgenommen. Dabei zeigte sich, dass das Gefäßsystem Luftmengen von bis zu 7500 ml - je nach Größe und Gewicht des Verstorbenen sowie Zeitraum der Injektion – tolerierte, dicht blieb und sich für eine virtuelle Endoskopie ausreichend mit Luft füllen ließ. Daraufhin wurde eine Mehrschicht- CT-Aufnahme des Thorax zur Kontrolle der Luftfüllung angefertigt. Im Falle einer unzureichenden Füllung wurden über den Katheter weitere 500 ml Luft injiziert, damit genügend Luft im Sinus coronarius verblieb, und die CT-Untersuchung des Thorax wiederholt. Da Luft im Gefäßsystem nach oben steigt, wurde die zu untersuchende Struktur durch Umlagerung nach oben gebracht. Um eine Luftfüllung des Hauptstammes der linken Koronararterie zu verbessern, wurde der Verstorbene auf die rechte Körperseite gelegt, der linke Hauptstamm somit höher gelagert und weitere 500 ml Luft injiziert. Dadurch ließ sich eine Luftfüllung der linken Koronararterie oftmals verbessern und ein erneutes Thorax-CT wurde angefertigt.

War die rechte Koronararterie nicht ausreichend mit Luft gefüllt, wurden die Körper der Verstorbenen anschließend zusätzlich in Linksseitenlage gebracht und nach einer erneuten Injektion von 500 ml Luft computertomographisch untersucht. Hiermit sollte eine Luftfüllung des Hauptstammes der rechten Koronararterie verbessert werden. Jedoch zeigte sich, dass der Hauptstamm der rechten Koronararterie durch die Rückenlage zumeist ausreichend mit Luft gefüllt wurde und eine Umlagerung in Linksseitenlage hierfür nicht notwendig war.

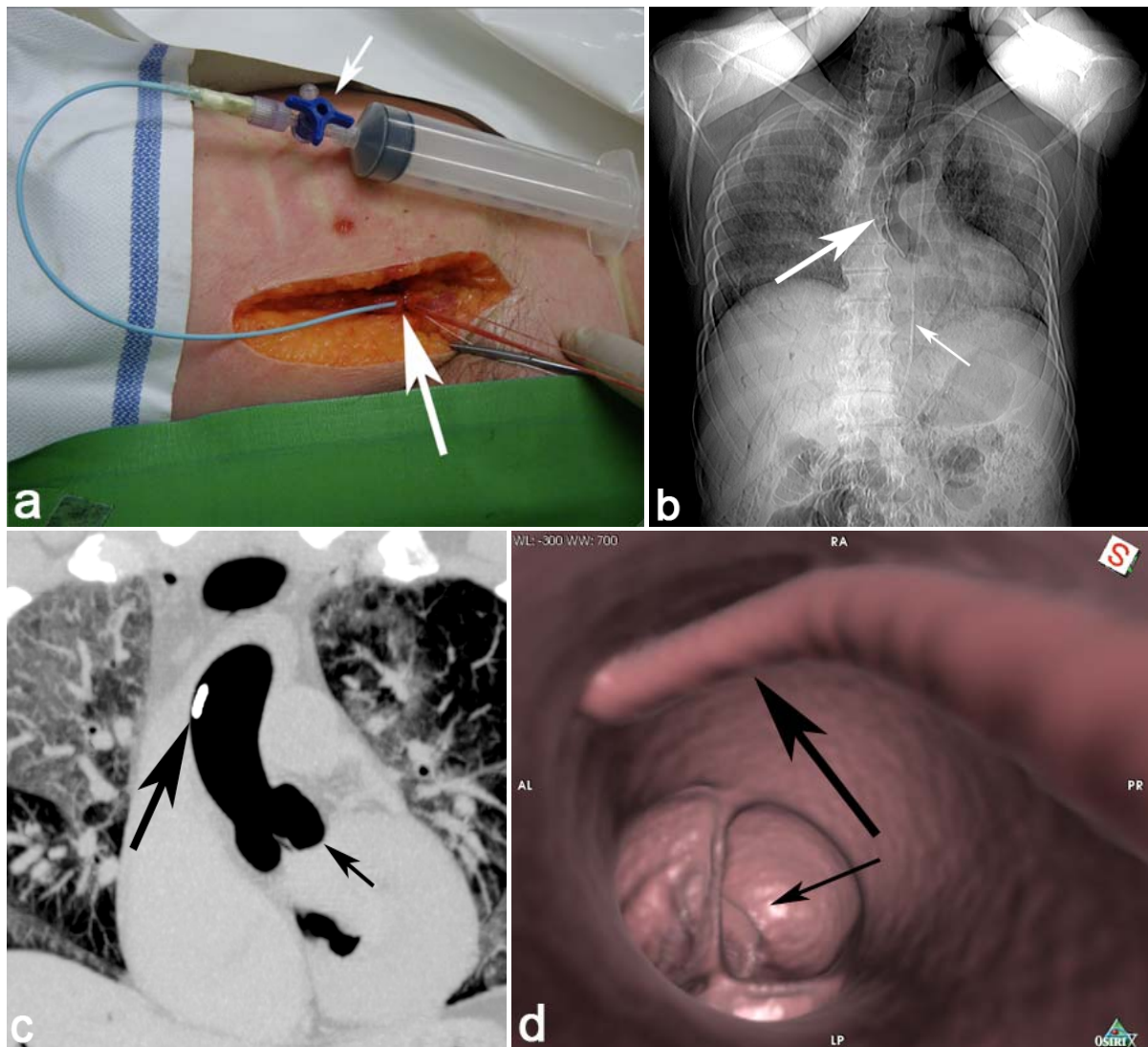


Abb. 4a-d: Katheter zur Injektion von Luft

a: Katheter in der Arteria Femoralis (→), 60 ml Spritze und 3/2 Wege-Ventil (→); Photographie.

b: Mit Luft gefüllte Aorta ascendens (→) und Katheter (→); Topogramm des Thorax .

c: Katheter (→) im Bereich der Aorta ascendens oberhalb der Aortenklappe (→); Topogramm .

d: Katheter (→) im Bereich der Aorta ascendens oberhalb der Aortenklappe (→); intraaortale virtuelle Endoskopie mit Blick vom Aortenbogen in Richtung Aortenklappe.

Eine Injektion von Luft über die linke Herzkammer oder die Aorta ascendens mittels einer Kanüle wurde bei 6 Verstorbenen praktiziert. Hierzu wurde am Topogramm die Einstichstelle bestimmt und eine Kanüle eingeführt. CT - Untersuchungen des Thorax dienten der Verifizierung der gewünschten Lage. Nach einer Injektion von 900 ml Luft wurde eine CT-Aufnahme des Thorax durchgeführt (siehe Abb. 5). Danach wurde der Körper in Rechtsseitenlage gebracht und weitere 200 ml Luft injiziert, gefolgt von einem Thorax-CT. Als nächster Untersuchungsschritt erfolgte eine Umlagerung in Linksseitenlage und ohne zusätzliche Luftinjektion wurde ein Thorax-CT aufgezeichnet, gefolgt von einer CT-Untersuchung des Thorax in Bauchlage.

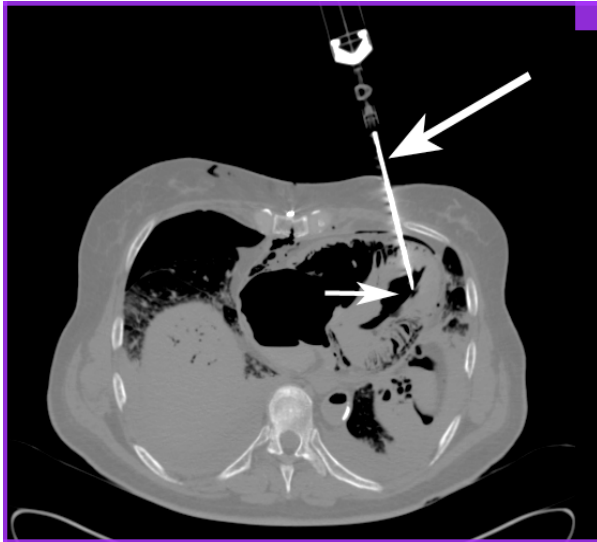


Abb. 5: Injektion von Luft in das Herz

Punktionskanüle (→) mit Spitze in der linken Herzkammer (→); obliques MPR (multi planar reconstruction) - Schnittbild des Thorax.

Um eine **Injektion von röntgendichtem Kontrastmittel** zu ermöglichen, wurden bei 3 Verstorbenen mittels der Spritze bis zu 500 ml Luft wieder abgesaugt. Daraufhin wurden 500 ml Kontrastmittel (Accupaque, Verdünnung 1:20) bei unveränderter Lage des Katheters mit der Spritze injiziert und ein Thorax-CT angefertigt (siehe Abb. 6). Da Kontrastmittel im mit Luft gefüllten Gefäßsystem nach unten sinkt, wurde die Lage der zu untersuchenden Struktur durch eine Umlagerung des Verstorbenen nach unten gebracht. Um eine Füllung der Hauptstämme der Koronararterien zu erreichen, wurde der Verstorbene auf die linke Seite gelegt, weitere 500 ml Kontrastmittel injiziert und ein Thorax-CT angefertigt. Dies ermöglichte eine verbesserte Füllung der Hauptstämme der Koronararterien mit Kontrastmittel.



Abb. 6: Füllung mit röntgendichtem Kontrastmittel

Linkes Herz (→) und Aorta descendens (→), beide mit Kontrastmittel gefüllt; axiales Schnittbild des Thorax.

Durch eine **Injektion von Luft über eine Vene** wurde bei 5 Verstorbenen versucht, die Luftfüllung der Arteria pulmonalis zu verbessern. Hierzu wurde der Katheter nach der Injektion von Luft aus der Arteria femoralis entfernt und in die benachbarte Vena femoralis eingeführt. Nach Verschieben des Katheters in den Bereich der Vena cava inferior wurden 50 ml Luft injiziert und die Lage des Katheterendes unter Anfertigung eines computertomographischen Topogramms des Thorax kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert. Daraufhin wurden über die Spritze 1000 bis 2000 ml Luft injiziert und ein Thorax-CT angefertigt. Bei einer Untersuchung wurde Luft mittels einer bereits ante mortem in einer peripheren Vene befindlichen Kanüle injiziert.

2.2 CT–Untersuchung

CT–Untersuchungen wurden mit einem 4 Zeilen–Multislice Computertomographen „MX 8000 Quad 4“ von Philips durchgeführt. Verwendet wurden anfangs der Cardio–Mode mit einer Schichtdicke von 1,3 mm, ein Pitch von 0,6 mm, einer Spannung von 120 kV und einer Stromstärke von 306 mA. Später wurden Aufnahmen im modifizierten Cardio–Mode mit einer Schichtdicke von 0,6 mm, einem Pitch von 0,3 mm, einer Spannung von 120 kV und einer Stromstärke von 350 mA erstellt. Einzelne Fälle aus der Anfangsphase der Einbeziehung des CT in die rechtsmedizinische Praxis des Instituts wurden berücksichtigt, bei denen die Schichtdicke 3,2 mm betrug und der Pitch 1,6 mm.

Die Arme der Verstorbenen wurden für die Untersuchungen über den Kopf gelegt. Dadurch befanden sich die Armknochen nicht im abzubildenden Bereich. Diese Quelle für mögliche Artefakte durch Überlagerung wurde somit minimiert.

2.3 Virtuelle Endoskopie

Als Computerprogramme genutzt wurden die Funktion „3D–Endoskopie“ des Programms „OsiriX Version 3.5.1 32–bit“ und nach deren Erscheinen „OsiriX Version 3.7.1 32–bit“ auf einem MacBook 5.1. Außerdem wurde die Funktion „CT–Viewer Modus Endo“ des Programms „Philips Extended Brilliance Workspace 3.5“ auf der Workstation des Computertomographen „MX 8000 Quad 4“ von Philips genutzt.

Binnenstrukturen von Herz und großen Gefäßen wurden mit virtueller Endoskopie post mortem betrachtet. Die Morphologie von Aorten– und Mitralklappen wurde beurteilt und auf Defekte untersucht. Auf eine Endoskopierbarkeit von Koronararterien und eine Darstellung von interessanten extrakardialen Strukturen wurde geachtet.

Das bei virtueller Endoskopie Gesehene wurde mit anderen Möglichkeiten zur Betrachtung von CT–Daten verglichen.

Virtuelle Endoskopie basierend auf CT–Daten nutzt unterschiedliche Absorption von Röntgenstrahlen in Gewebe und Luft bzw. Gas. Hounsfield–Einheiten (Hounsfield Units - HU) werden als Grenzwerte für die Unterscheidung zwischen Lumen und Gewebe festgelegt; sie können während der virtuellen Endoskopie verändert werden. Dadurch lassen sich zweidimensionale Strukturen erstellen, welche zu dreidimensionalen Oberflächen zusammengesetzt werden. Außerdem wird häufig eine Lichtquelle simuliert, um Spiegelungen und Schatten hinzuzufügen und Höhen und Tiefen von Strukturen hervorzuheben. Ein so erstelltes Modell kann innerhalb der Programme entsprechend einer Endoskopie betrachtet werden.

OsiriX ist ein „Open-Source“- Programm für Apple-Betriebssysteme, das kostenfrei zur Verfügung gestellt und weltweit genutzt wird. Anwendern ist es erlaubt, das Programm und seine Funktionen zu verbessern und an ihre Bedürfnisse anzupassen. Diese Veränderungen werden bei Eignung in die nächste Version mit aufgenommen, im Bestreben OsiriX ständig an den Stand der Wissenschaft anzupassen.

Ein Endoskopie-Arbeitsbildschirm bei OsiriX ist in vier Fenster gegliedert (Abb. 7):

- drei Fenster zur orthogonalen Multiplanaransicht mit Axial-, Coronal-, und Sagittalschnitten von nativen CT-Bildern zur Orientierung sowie zur Durchführung von Messungen,
- ein Fenster zur Darstellung einer virtuellen Endoskopie.

Außerdem stehen Werkzeuge zur Verfügung, um Messungen durchzuführen, die Fensterung zu regulieren, zum Navigieren oder zum Markieren von Regionen.

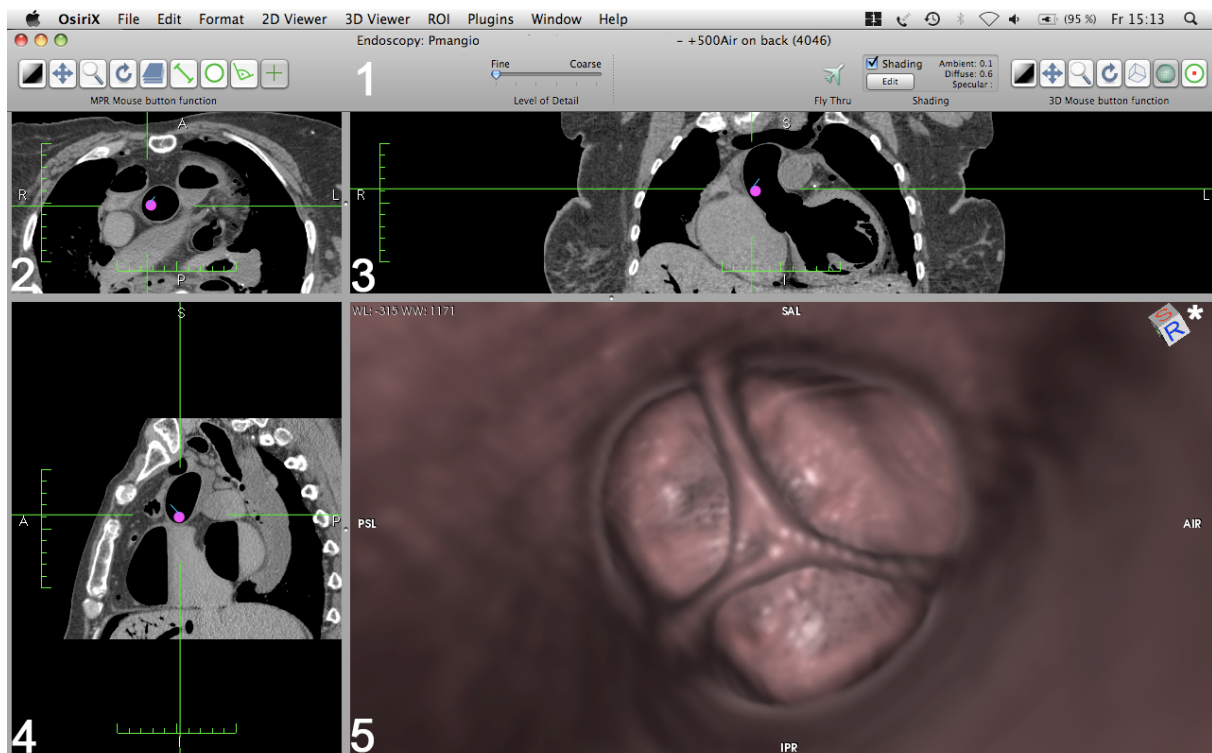


Abb. 7: Arbeitsbildschirm bei einer virtuellen Endoskopie in OsiriX

Werkzeugleiste (1), axiales– (2), coronales– (3), und sagittales Schnittbild (4) zur Orientierung sowie zum Durchführen von Messungen; Darstellung einer virtuellen Endoskopie (5) mit Quader zur Orientierung (*).

Im Fenster zur Darstellung einer virtuellen Endoskopie findet sich oben rechts ein Quader mit Angaben zur Orientierung im Raum (Abb. 8a und b). Der Quader gibt die Position der betrachteten Struktur wieder; seine Flächen tragen Abkürzungen für die Projektionsrichtung, die auch an den Begrenzungen des Fensters der virtuellen Endoskopie angegeben werden:

- A (Anterior / Vorne)
- P (Posterior / Hinten)
- L (Left / Links)
- R (Right / Rechts)
- H (Head / Kopf)
- F (Feet / Füße).



Abb. 8a und b: Quader zur Orientierung

Quader bei Ansicht von vorne a) und von links b);
Ausschnitte aus einem Arbeitsbildschirm.

OsiriX bietet **weitere Darstellungsformen**, von denen folgende genutzt wurden:

- Planare CT – Schnittbilder: Bilder werden entlang von axialen–, coronalen– oder sagittalen Schnittebenen rekonstruiert, die gerade verlaufen.
- MPR - multi planar reconstruction - oblique, multiplanare CT–Schnittbilder: Bilder werden entlang von geraden, in Lage und Winkel frei variierbaren Schnittebenen rekonstruiert.
- CPR - curved planar reconstruction - gebogene MPR CT–Schnittbilder: Bilder werden entlang von beliebig verlaufenden Schnittebenen rekonstruiert.

Die Anzahl der jeweils dargestellten Schichten läßt sich einstellen, wobei nicht alle Werte gleichzeitig dargestellt werden, sondern folgende Möglichkeiten bestehen (Siemens 2007):

- MIP - maximum intensity projection: Das Voxel mit der höchsten Intensität (Hounsfield–Einheit maximaler Intensität) wird entlang einer bestimmten Projektion durch den Volumendatensatz angezeigt. Diese Darstellungsform eignet sich zur Visualisierung von röntgendichten Strukturen.
- MinIP - minimum intensity projection: Das Voxel mit der geringsten Intensität (Hounsfield–Einheit minimaler Intensität) wird entlang einer bestimmten Projektion durch den Volumendatensatz angezeigt. Diese Darstellungsform eignet sich zur Visualisierung von Strukturen mit geringer Absorption von Röntgenstrahlung.
- Mean / Average: Gemäß dem Mittelwert wird entlang einer bestimmten Projektion durch den Volumendatensatz gerendert.
- Volume Rendering - Volumenbild: Jedem Voxel wird entsprechend seiner Röntgendichte ein bestimmter Lichtdurchlässigkeits– und Farbwert zugewiesen. Strukturen können undurchsichtig, durchsichtig oder unsichtbar gerendert werden, so daß eine Darstellung durch aufeinanderfolgende Strukturen möglich ist.

Für einen **Vergleich mit Sektionen** wurden 17 virtuelle Endoskopien vor einer Sektion durchgeführt und die Ergebnisse danach mit dem Sektionssitus verglichen. Bei diesen Verstorbenen wurden die Aorten– und Mitralklappen mit obliquen MPR-Ansichten in OsiriX vermessen (siehe Abb. 9). Die Messpunkte an den Klappen waren:

1. Aortenklappe: Umfang der Aorteninnenseite am kaudalen Klappenpol
2. Aortenklappe: Umfang der Aorteninnenseite am apikalen Klappenpol
3. Mitralklappe: Umfang am Klappenansatzrand.

Als kaudaler Klappenpol wird der unterste Punkt der Insertion der Klappe in die Aorta bezeichnet, als apikaler Klappenpol der oberste Punkt der Insertion der Klappe in die Aorta. An denselben Messpunkten wurden die Messungen anschließend bei der Sektion am Präparat durchgeführt (Abb. 10a und b, nach: Netter 2008). Hierzu wurden die zu vermessenden

Herzen eröffnet. Die mit OsiriX erstellten Meßergebnisse wurden mit denen aus den Sektionen verglichen.

Die anderen virtuellen Endoskopien wurden - wenn eine Sektion durchgeführt worden war - mit Sektionsprotokollen und Photographien verglichen, wenn diese vorhanden waren.

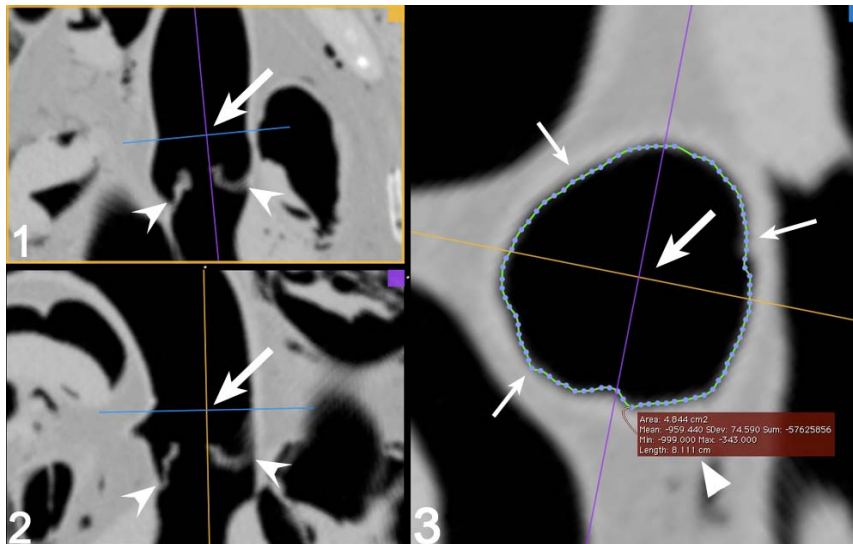


Abb. 9: Beispiel einer Messung des Umfangs einer Aortenklappe

Bildteile (1) und (2) zeigen Längsschnitte der Aortenklappe (➤), Bildteil (3) einen Querschnitt, der Umfang der Klappe ist am unteren Klappenende markiert (➔), das Meßergebnis wird im roten Kasten (➤) angezeigt, die Kreuze (➔) dienen der Orientierung; oblique MPR-Ansicht.

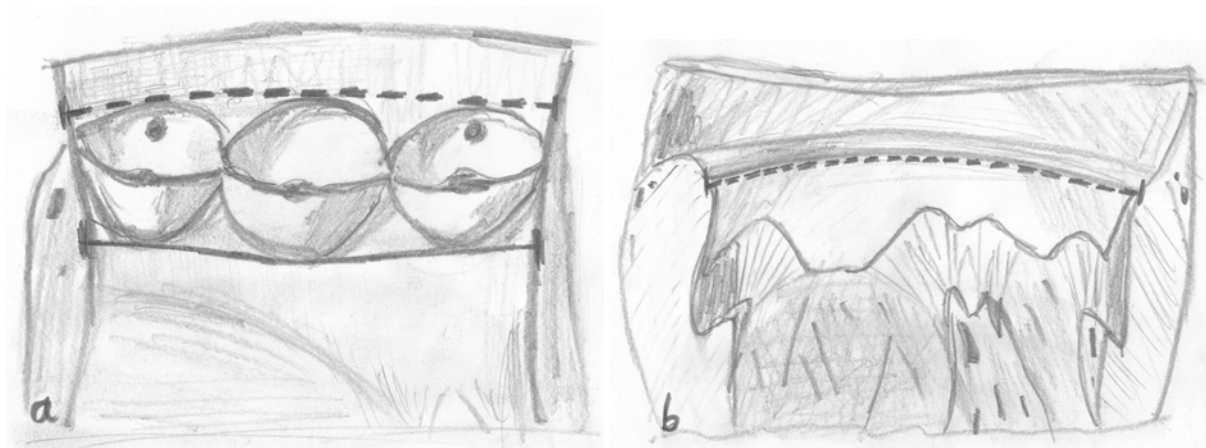


Abb. 10a und b: Meßstrecken für Umfang von Aorten- und Mitralklappe (nach: Netter 2008)

a: Aortenklappe, Skizzierung der Meßstrecke für den Umfang am unteren (—) und oberen (- - -) Klappenpol

b: Mitralklappe, Skizzierung der Meßstrecke für den Umfang am Klappenansatzrand (- - -).

Für einen **Vergleich mit einem anderen Computerprogramm** wurde die Abteilung für Computertomographie der Firma Siemens gebeten, eine für die eigene Arbeit erstellte CT-Untersuchung nach Injektion von Luft mit Programmen von Siemens mit virtueller Endoskopie zu untersuchen. Diese Ergebnisse wurden mit den eigenen verglichen.

3. Ergebnisse

3.1 Erarbeitetes Untersuchungsprotokoll

Aus den angewandten Methoden für eine Injektion von Luft wurde folgendes Untersuchungsprotokoll entwickelt. Damit ist eine Füllung von Herz und großen Gefäßen mit Luft erreichbar, um eine virtuelle Endoskopie zu ermöglichen. Die anderen erprobten Methoden zur Injektion von Luft erwiesen sich bei Anwendung dieses Untersuchungsablaufes als nicht notwendig.

1. Ganzkörper CT-Untersuchung in Rückenlage.
2. Präparation der Arteria femoralis auf jener Seite, auf der in der Ganzkörper CT-Untersuchung weniger Kalzifikationen gefunden wurden.
3. Insertion eines Katheters für Koronarangiographien und Abbinden der Arteria femoralis proximal der Insertionsstelle, um ein Entweichen von Luft zu verhindern. Verschieben des Katheters, bis dieser im Bereich der Aorta ascendens vermutet wird.
4. Injektion von 50 ml Luft durch die über ein 2/3 Wege-Ventil mit dem Katheter verbundene Perfusor-Spritze.
5. Anfertigung eines Topogramms des Thorax und Kontrolle der Lage des Katheters mit Hilfe der injizierten Luftblase. Die Kathetermündung sollte sich in der Aorta ascendens befinden. Gegebenenfalls Korrektur der Katheterposition.
6. Injektion von 2.500 bis 4.000 ml Luft, abhängig von Größe und Gewicht des Verstorbenen.
7. CT-Untersuchung des Herzens in maximaler Auflösung (bei unzureichender Luftfüllung des Herzens Injektion von weiteren 1.000 bis 2.000 ml Luft und erneute Anfertigung einer CT-Untersuchung des Herzens).

Verbesserung der Luftfüllung der linken Koronararterien (falls notwendig)

8. Umlagerung des Verstorbenen auf die rechte Körperseite und Injektion von 500 ml Luft, um eine Luftfüllung der linken Koronararterie zu erreichen.
9. CT-Untersuchung des Herzens in maximaler Auflösung (bei unzureichender Füllung des Herzens mit Luft Injektion von weiteren 500 ml Luft und erneute Anfertigung einer CT-Untersuchung des Herzens).

Verbesserung der Luftfüllung der rechten Koronararterie (falls notwendig)

10. Umlagerung des Verstorbenen auf die linke Körperseite und Injektion von 500 ml Luft, um eine Luftfüllung der rechten Koronararterie zu erreichen.
11. CT-Untersuchung des Herzens in maximaler Auflösung (bei unzureichender Füllung des Herzens mit Luft Injektion von weiteren 500 ml Luft und erneute Anfertigung einer CT-Untersuchung des Herzens).

Der entstandene **Luftdruck** wurde bestimmt. Hierfür wurde ein Manometer - welches aus einem Sphygmomanometer zur Blutdruckbestimmung stammte - über ein weiteres 3/2 Wege-Ventil an Katheter und Spritze zur Injektion von Luft angeschlossen (Abb. 11). Diese Kombination erlaubte die Messung des Luftdruckes im Katheter während und nach dem Pumpvorgang. Der Luftdruck betrug:

- 50 mmHg während der Injektion von 60 ml Luft in ca. 6 s
- mehr als 300 mmHg während der Injektion von 60 ml Luft in ca. 1 s
- 20-23 mmHg am Ende der Injektion von 3000 ml Luft
- 18-19 mmHg 1 Stunde nach der Injektion von 3000 ml Luft.

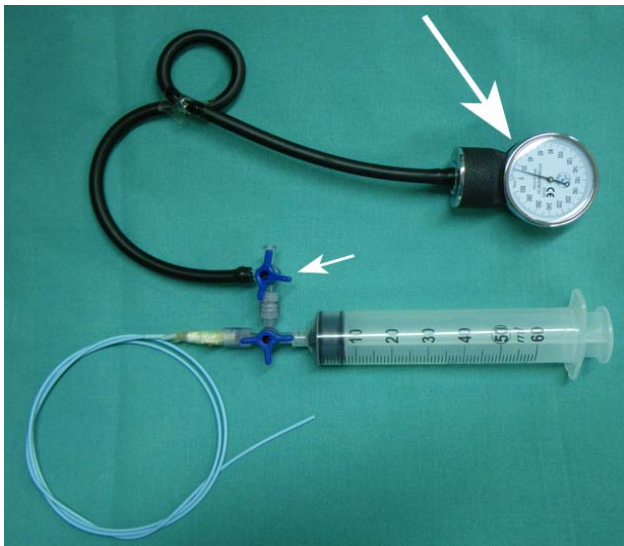


Abb. 11: Manometer und Katheter

Manometer (➡), über 3/2 Wege-Ventil (➡) mit Spritze und Katheter verbunden; Photographie.

Die **Meßgenauigkeit** von verwendetem Computertomographen und dem Programm „OsiriX“ wurde überprüft. Dazu wurden ein Lineal, auf dem eine Länge von 5,9 cm markiert wurde, und eine Spindel, mit gemessenem Umfang von 40 cm, mit dem Computertomographen untersucht (Abb. 12a und b). Anhand der erstellten CT-Daten wurde in OsiriX eine Längenmessung des markierten Linealbereiches und eine Umfangsmessung der Spindel vorgenommen. Die Länge des markierten Linealbereiches wurde mit 5,9 cm gemessen, der Umfang der Spindel mit 40 cm.

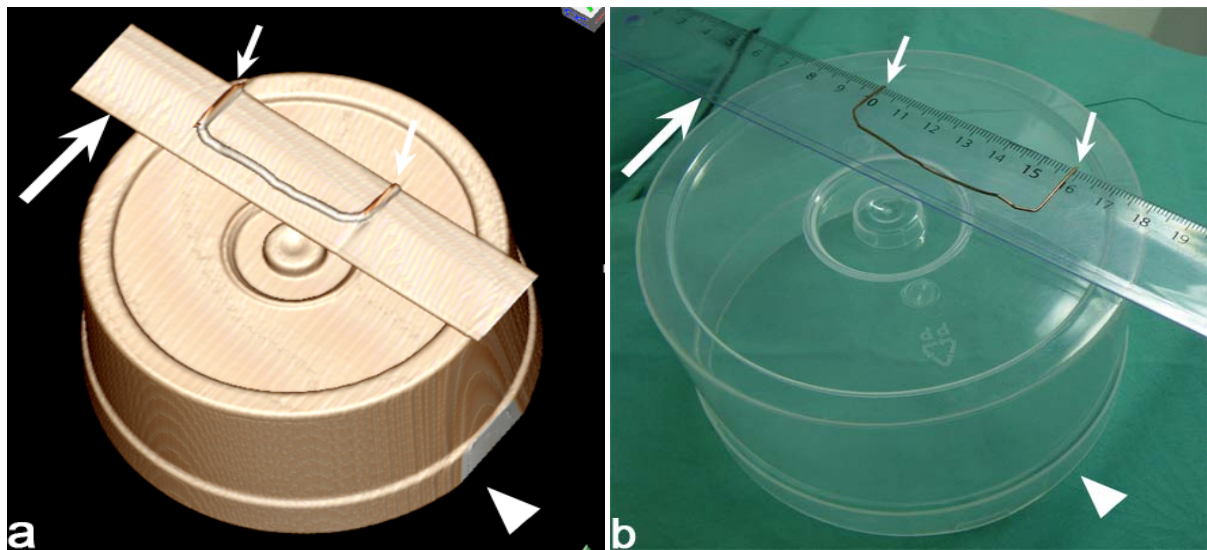


Abb. 12a und b: Messobjekte: Lineal und Spindel

a: Messobjekte: Lineal (➔) mit markiertem Abstand von 5,9 mm (➔) und Spindel (▶) mit einem Umfang von 40 mm; Volumenbild.

b: Messobjekte: Lineal (➔) mit markiertem Abstand von 5,9 mm (➔) und Spindel (▶) mit einem Umfang von 40 mm; Photographie.

3.2 Aortenklappe

Die Aortenklappen von 37 der 50 untersuchten Verstorbenen konnten mit virtueller Endoskopie dargestellt werden (Abb. 13 und Abb. 14a); davon kamen einige Klappen nicht vollständig zur Darstellung. Von den 24 Untersuchungen, bei denen Luft injiziert worden war, ließen sich bei 23 die Aortenklappen darstellen (Abb. 14b). Ein Aneurysma, welches das Lumen der Aorta im Bereich der Aortenklappe verlegte, war der Grund für die nicht darstellbare Aortenklappe.

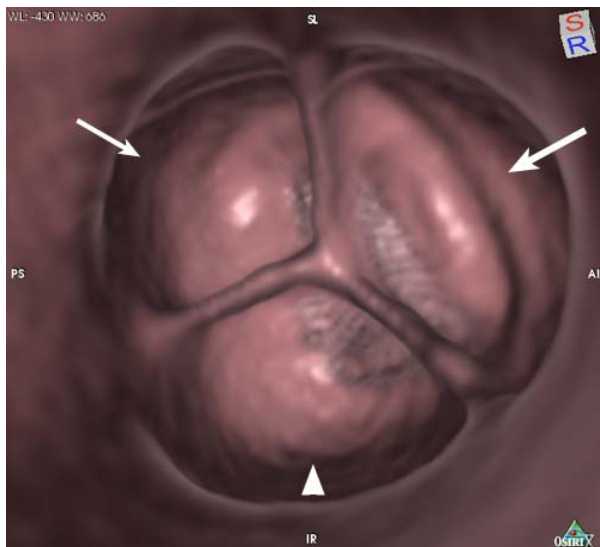


Abb. 13: Aortenklappe

Geschlossene Aortenklappe mit linker (→), rechter (→) und hinterer Semilunarklappe (▶); virtuelle Endoskopie mit Aufsicht aus dem Aortenbogen.

Abb. 14a: Aortenklappen in virtueller Endoskopie; n=50

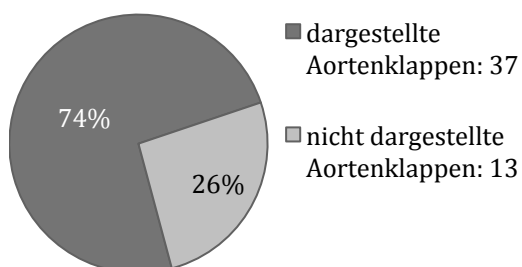
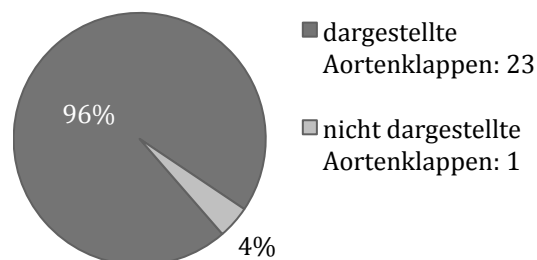


Abb. 14b: Aortenklappen in virtueller Endoskopie bei Luftinjektion; n=24



Kalzifikationen an Aortenklappen zeigten sich in virtueller Endoskopie bei 11 der 50 untersuchten Verstorbenen. Das Ausmaß der Kalzifikationen reichte von einzelnen, 1,3 x 3 mm messenden Noduli bis hin zu zahlreichen, teilweise ineinander übergehenden Kalzifikationen mit Maßen von 7,2 x 5,4 mm.

Abb. 15a zeigt eine Aortenklappe mit multiplen Kalzifikationen bei Aufsicht von oben aus dem Aortenbogen. Die rechte Tasche (1) zeigt einen wulstförmig verbreiterten Ansatzring, stromabwärts einen gewölbtem freien Klappenanteil und in Richtung Schließungsrand teils flächenhafte, teils polypoide Auflagerungen mit geglätteter Oberfläche. Zudem eine flächenhafte Synechie von ca. 40% des freien Randes mit der angrenzenden linken Tasche (2), die Verlötzungszone ist plump gerundet. Der freie Rand der rechten Tasche ist unregelmäßig wulstförmig verbreitert. Die linke Tasche (2) zeigt teils herdförmige, teils sich verzweigende wulstförmige Vorwölbungen mit geglätteter Oberfläche, ca. 1/3 der Gesamtklappe und ca. die Hälfte des radiären Durchmessers einnehmend. Zur septalen Tasche (3) hin besteht eine ca. 1/3 des Schließungsrandes messende plumpwulstige Verlötzungsstrecke. Die septale Tasche (3) ist tief eingesunken, paracentral (Richtung Lumen) besteht eine kleine Vorwölbung. Der freie Rand ist wulstförmig gerundet, die Oberfläche glatt. Eine große Fibrose- und Narbenplatte mit glatter Oberfläche findet sich an der Insertionsregion im Bereich der Verlötzungszone von septaler und rechter Tasche.

Abb. 15b zeigt dieselbe Aortenklappe bei Aufsicht von caudal aus dem linken Ventrikel. Die rechte Tasche (1) weist wulstförmige Kalkeinlagerungen bei glatter Oberfläche auf, direkt angrenzend an den wurstförmig verbreiterten freien Rand. Eine Verlötzungszone zur linken Tasche (2) besteht, mit quergestellter Kalkspange. Eine sagittale Kalkspange mit glatter Oberfläche befindet sich im mittleren Drittel der linken Klappe, der freie Rand ist frei. Die septale Tasche (3) ist gerafft, mit einem wulstförmig verbreiterten Ansatzrand. Der freie Rand ist wulstförmig verbreitert und ohne Synechie an den lateralen Ansatzrand heranreichend.

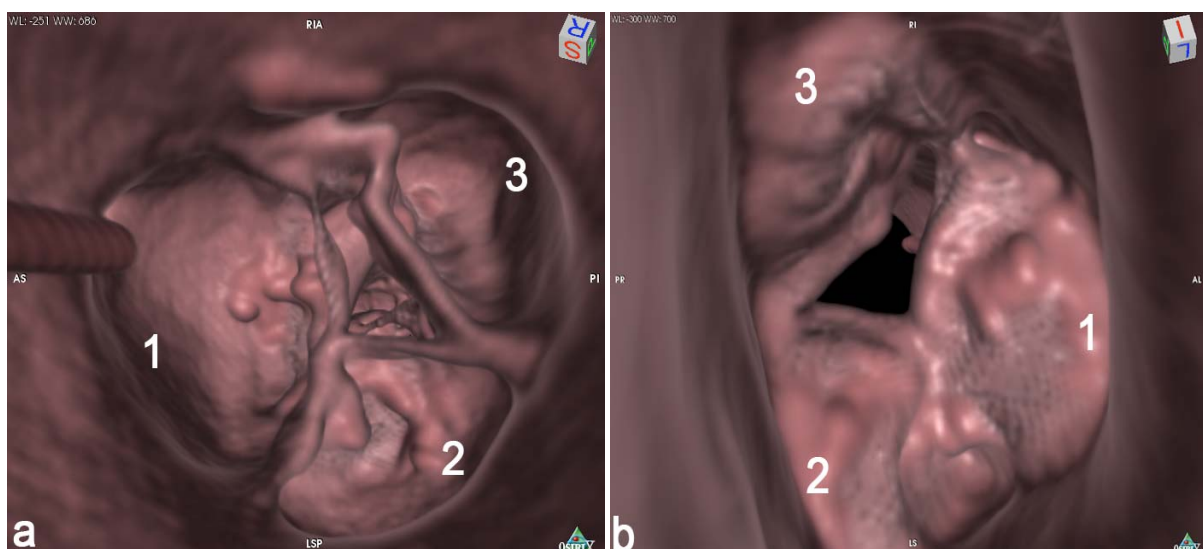


Abb. 15a und b: Dieselbe **Aortenklappe** mit virtueller Endoskopie in Aufsicht aus der Aorta ascendens (a) und von der linken Kammer aus betrachtet (b). Gekennzeichnet sind jeweils die rechte (1), die linke (2) und die (3) septale Tasche.

Durch eine Erhöhung des Dichtewertes zur Unterscheidung zwischen Lumen und Gewebe konnten Strukturen mit geringer Röntgendichte wie Muskeln und Gefäße unterdrückt werden; röntgendichtere Strukturen wie Kalzifikationen und Katheter wurden dadurch hervorgehoben und überlagerungsfrei sichtbar, insbesondere wenn sie hinter Strukturen mit geringerer Röntgendichte lagen (Abb. 16b – d). Die Kalzifikationen fanden sich im Sektionspräparat (Abb. 16a).

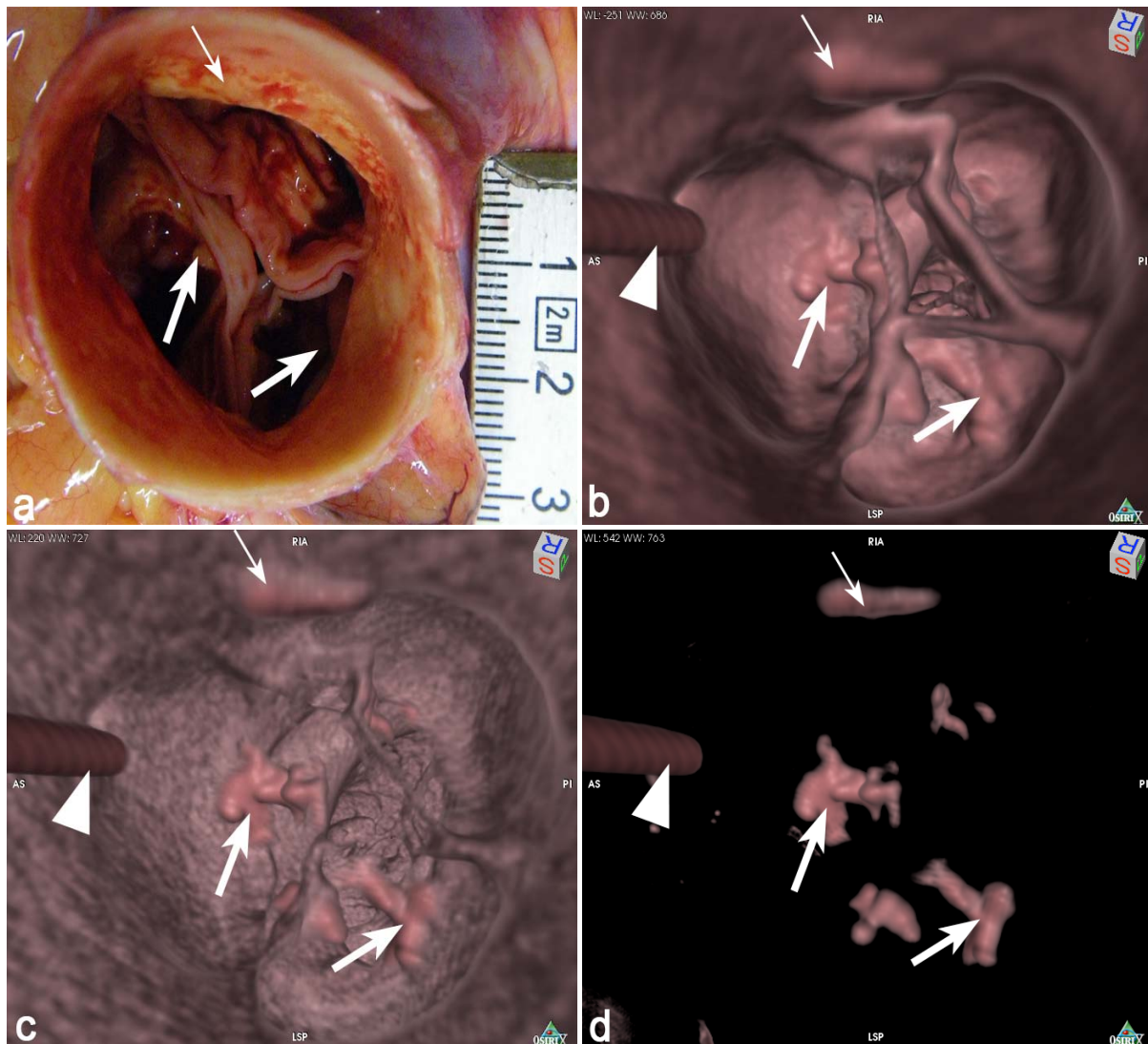


Abb. 16a - d: Dieselbe **Aortenklappe** in derselben Aufsicht aus der Aorta ascendens; Präparat (a) und virtuelle Endoskopie (b - d).

a: Knötchenartige Auflagerungen an der Klappe (→) und der Aortenwand (→).

b: Knötchenartige Auflagerungen an der Klappe (→) und der Aortenwand (→), Katheter zur Injektion von Luft am linken Bildrand (▶). Der Dichtewert zur Darstellung von Strukturen beträgt -251 HU.

c: Durch eine Erhöhung des Dichtewertes auf 220 HU treten die Kalzifikationen an der Aortenklappe (→) und der Aortenwand (→) sowie der Katheter (▶) hervor.

d: Aufgrund des hohen Dichtewertes von 542 HU zeigen sich nur noch die Kalzifikationen an der Aortenklappe (→) und der Aortenwand (→) sowie der Katheter (▶).

Die **Umfänge der Aortenklappen** der 17 Verstorbenen, bei denen eine virtuelle Endoskopie vor der Sektion durchgeführt wurde, wurden mit OsiriX an 2 Stellen bestimmt: Jeweils am kaudalen und am apikalen Klappenpol. Diese Messungen wurden während der Sektionen an den gleichen Stellen am Präparat wiederholt und die Ergebnisse miteinander verglichen. Bei 2 Verstorbenen war eine Vermessung nicht möglich: Einmal lag eine Kunstklappe vor, die während der Sektion nicht geöffnet werden konnte, und ein weiteres Mal ließ sich das Herz aufgrund eines Aortenaneurysmas nicht genügend mit Luft füllen.

Das Durchschnittsalter der Verstorbenen, bei denen eine Messung möglich war, lag bei 64, der Median bei 61 Jahren. Der jüngste Verstorbene war 37, der älteste 82 Jahre alt.

Die am unteren Klappenpol gemessenen Umfänge der Aortenklappen reichten bei Messung mit OsiriX von 6,0 bis 9,2 cm, mit einem Durchschnitt von 7,5 cm.

Bei den Sektionen wurden Werte von 6,2 bis 9,5 cm gemessen, bei einem durchschnittlichen Umfang von 7,7 cm. Eine statistische Auswertung ergab:

- Mittelwert: – 0,2 cm,
- Standardabweichung: 0,7 cm
- Standardfehler: 0,2 cm.

Die am oberen Klappenpol gemessenen Umfänge der Aortenklappen reichten bei Messung mit OsiriX von 6,4 bis 9,8 cm, mit einem Durchschnitt von 8 cm.

Bei den Sektionen wurden Werte von 6,3 bis 9,6 cm gemessen, bei einem durchschnittlichen Umfang von 7,6 cm. Eine statistische Auswertung ergab:

- Mittelwert: 0,4 cm
- Standardabweichung: 0,9 cm
- Standardfehler: 0,3 cm.

3.3 Mitralklappe

Die Mitralklappen von 30 der 50 untersuchten Verstorbenen konnten mit virtueller Endoskopie dargestellt werden (Abb. 17 und Abb. 18a); davon kamen einige Klappen nicht vollständig zur Darstellung. Von den 24 Untersuchungen, bei denen Luft injiziert worden war, konnte bei 17 die Mitralklappe dargestellt werden (Abb. 18b).

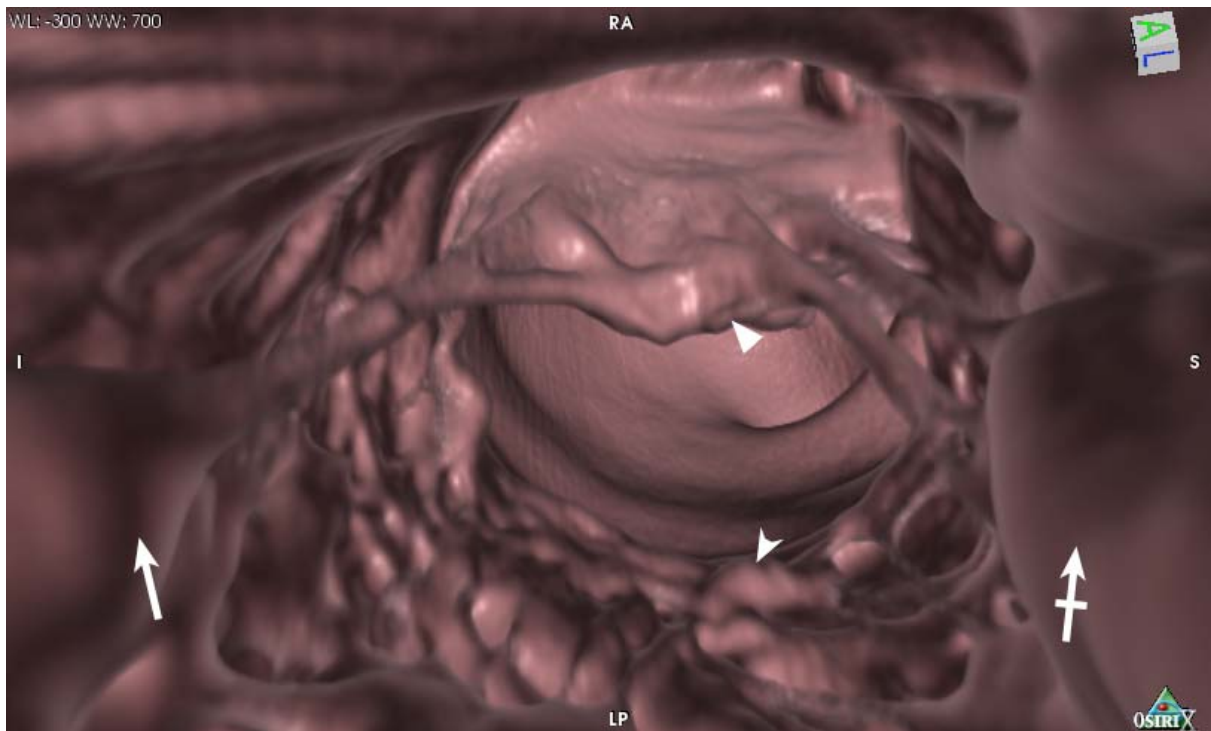


Abb. 17: Mitralklappe

Mitralklappe mit aortalem (►) Segel, hinterem Segel (►) - der Herzwand anliegend-, hinterem (→) und vorderem (↗) Papillarmuskel, beide mit zu den Segeln verlaufenden Sehnenfäden; virtuelle Endoskopie mit Aufsicht von der Herzspitze.

Abb. 18a: Mitralklappen in virtueller Endoskopie; n=50

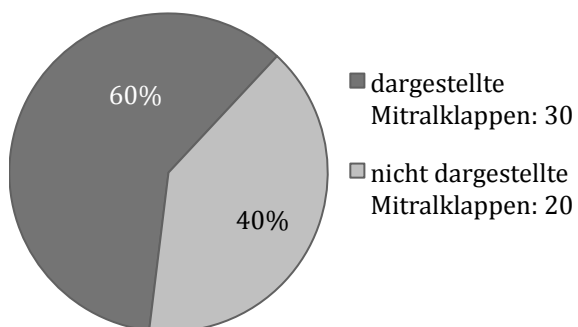
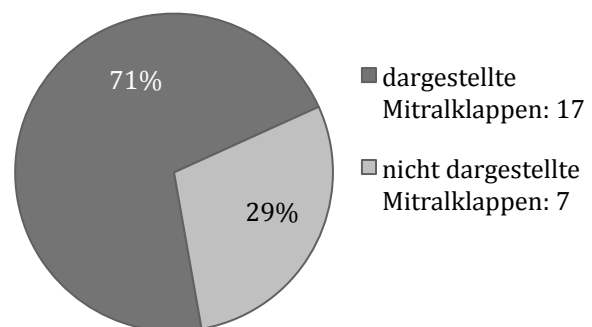


Abb. 18b: Mitralklappen in virtueller Endoskopie bei Luftinjektion; n=24



Kalzifikationen an Mitralklappen zeigten sich in virtueller Endoskopie bei 5 der 50 untersuchten Verstorbenen. Durch eine Erhöhung des Dichtewertes zur Unterscheidung zwischen Lumen und Gewebe konnten Strukturen mit geringer Röntgendichte unterdrückt werden; röntgendichtere Strukturen wie Kalzifikationen wurden dadurch hervorgehoben und überlagerungsfrei sichtbar (siehe Abb. 19a – d).

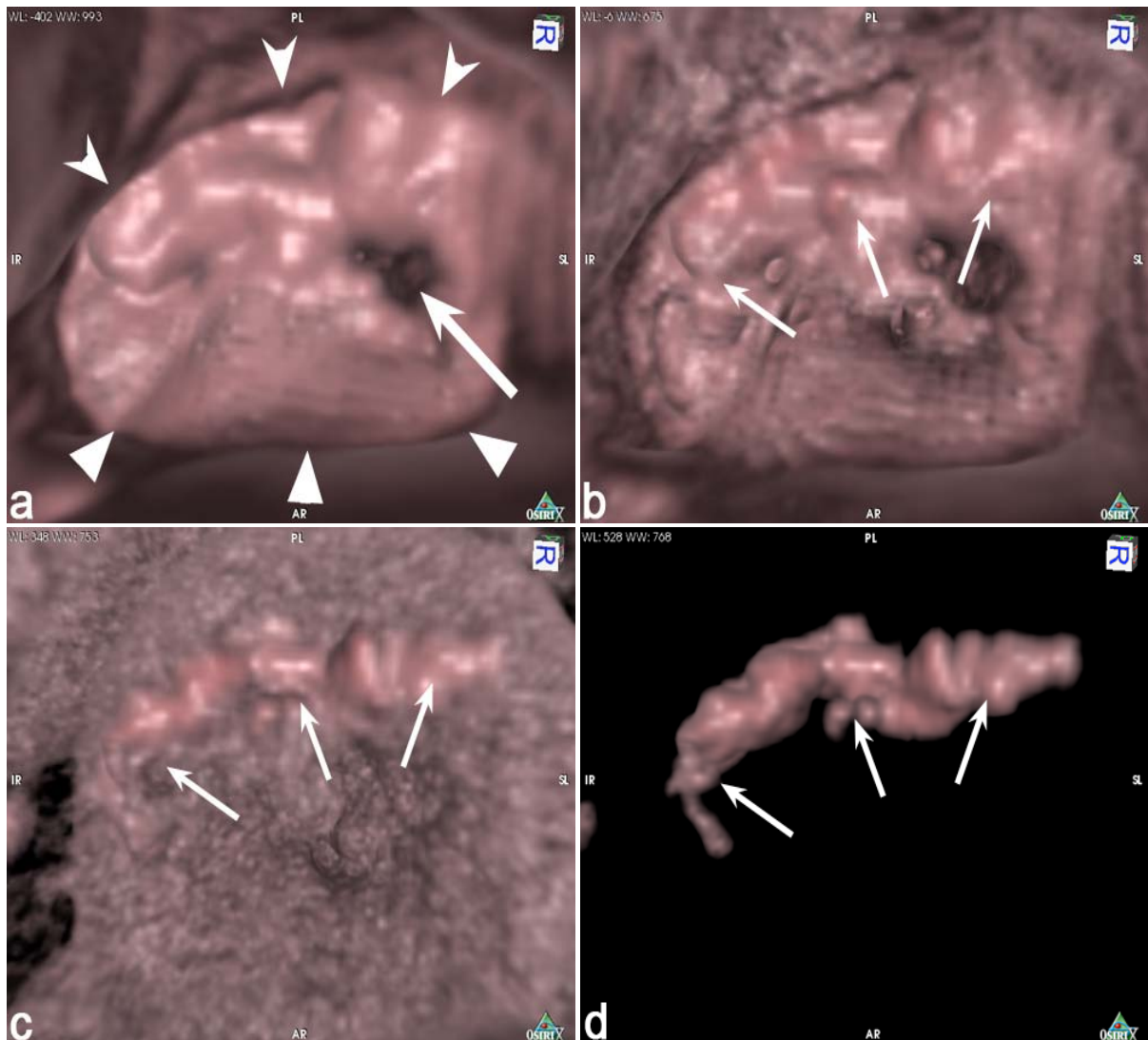


Abb. 19a - d: Dieselbe **Mitralklappe** in derselben Aufsicht aus dem linken Vorhof mit virtueller Endoskopie
a: Aortales Segel (►), hinteres Segel (►) mit wulstigen Auflagerungen, leichte Öffnung der Klappe (→);
der Dichtewert zur Darstellung von Strukturen beträgt –402 HU.
b: Die Kalzifikationen werden hervorgehoben; (→) der Dichtewert zur Darstellung beträgt –6 HU.
c: Durch eine Erhöhung des Dichtewertes auf 348 HU lässt ist die Form der Kalzifikationen erkennbar (→).
d: Aufgrund des hohen Dichtewertes von 528 HU sind nur noch die Kalzifikationen sichtbar (→).

Ein **Anzeichen für einen Mitralklappenprolaps** in Form einer ballonartigen Vorwölbung des zwischen den Papillarsehnen liegenden Anteils des aortalen Segels wurde gefunden, der Befund durch eine anschließende Sektion bestätigt (Abb. 20a und b). Eine ballonartige Vorwölbung des Klappenrandes kann Teil eines Mitralklappenprolapsyndroms sein (Pschyrembel 2007).

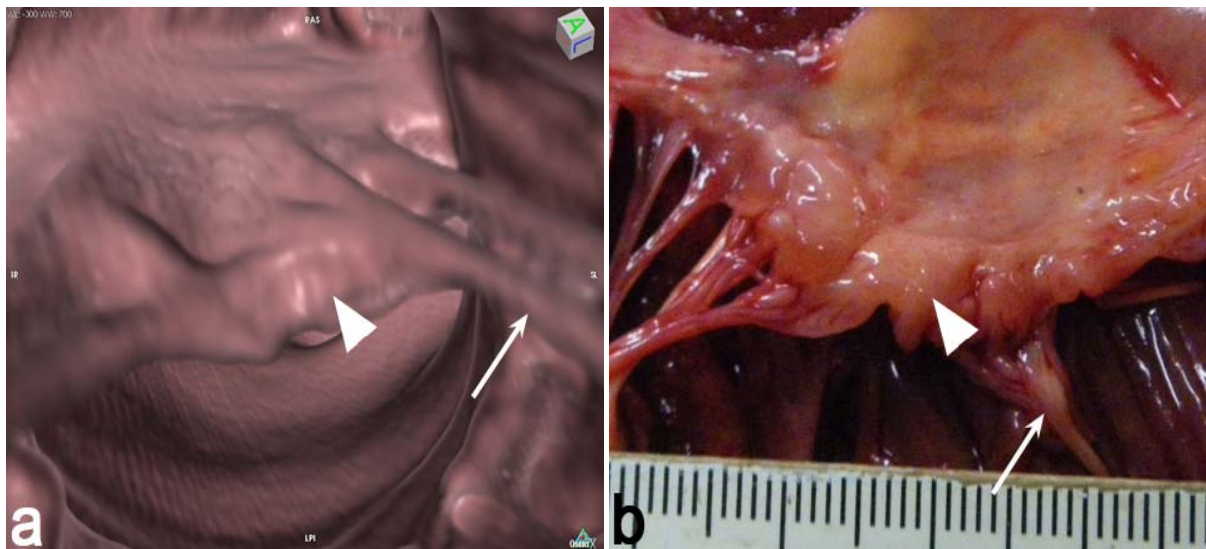


Abb. 20a und b: Ballonartige Vorwölbung im Bereich eines Mitralklappensegels

a: Ballonartige Vorwölbung (►) im Bereich des Klappenrandes eines aortalen Segels einer Mitralklappe, Sehnenfäden des anterioren Papillarmuskels inserieren (→); virtuelle Endoskopie mit Aufsicht aus der linken Kammer.

b: Ballonartige Vorwölbung (►) im Bereich des Klappenrandes eines aortalen Segels einer Mitralklappe, Sehnenfäden des anterioren Papillarmuskels inserieren (→); Photographie des Sektionsbefundes.

Papillarmuskeln und Sehnenfäden der Mitralklappen wurden mit virtueller Endoskopie post mortem untersucht. Abrisse von Sehnenfäden oder Papillarmuskeln wurden nicht gefunden. Bei einem Verstorbenen waren mit virtueller Endoskopie post mortem ausgeprägte Kalzifikationen des Ramus interventricularis anterior der linken Koronararterie festgestellt worden. Während der Sektion fand sich ein fragliches Infarktareal mit bandförmiger, 4x1 mm messender Einblutungszone im Bereich des vorderen Papillarmuskels. Durch eine Erhöhung des Dichtewertes zur Unterscheidung zwischen Lumen und Gewebe in virtueller Endoskopie konnten Strukturen mit geringerer Röntgendichte unterdrückt werden; röntgendichtere Strukturen wurden dadurch hervorgehoben und überlagerungsfrei sichtbar (Abb. 21a – d). Hierbei fand sich eine ca. 5 x 2 mm messende, längliche Zone höherer Röntgendichte im Bereich der Spitze des vorderen Papillarmuskels. Die im coronalen CT-Schnittbild ermittelten

Dichtewerte des Areales lagen bei ca. 80 HU, im restlichen Papillarmuskel bei ca. 50 HU. Der höhere Dichtewert ist mit geronnenem Blut vereinbar, da dieses einen um ca. 35 HU höheren Dichtewert aufweist als Muskelgewebe (Hofer 2007).

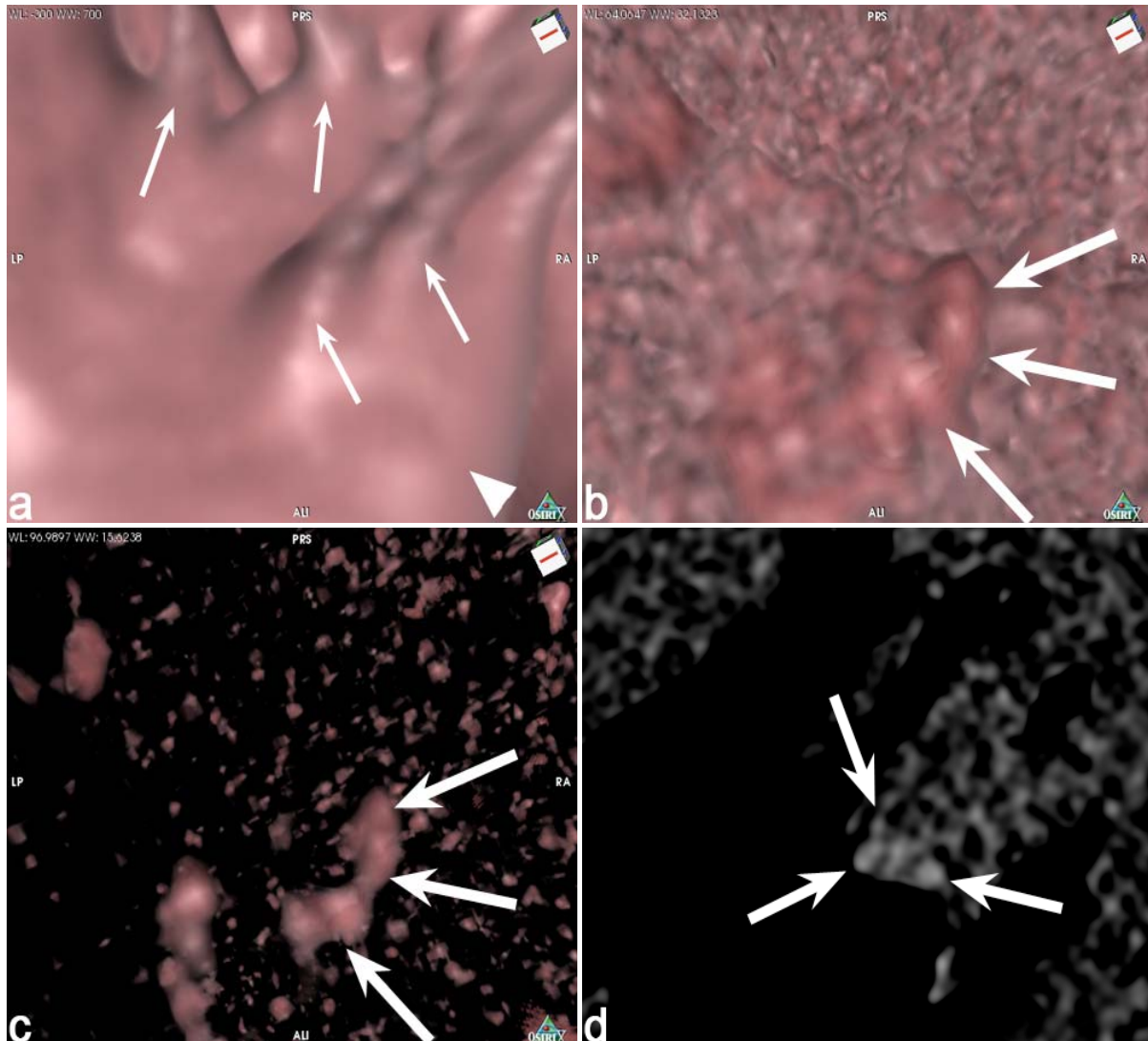


Abb. 21a - d: Derselbe Papillarmuskel mit Einblutung; a – c: In derselben Aufsicht aus dem linken Ventrikel mit virtueller Endoskopie; d: In coronaler Ansicht im CT-Schnittbild
a: M. papillaris anterior (►), mehrere Sehnenfäden inserieren (→);
der Dichtewert zur Darstellung von Strukturen beträgt –300 HU.
b: Durch eine Erhöhung des Dichtewertes auf 64 HU tritt die röntgendichtere Struktur hervor (→).
c: Aufgrund des Dichtewertes von 96 HU ist die Einblutung als Areal höherer Röntgendichte erkennbar (→).
d: Im coronalen CT-Schnittbild ist das Areal höherer Röntgendichte im Bereich des Papillarmuskels erkennbar (→).

Die **Umfänge der Mitralklappen** der 17 Verstorbenen, bei denen eine virtuelle Endoskopie vor der Sektion durchgeführt wurde, wurde mit OsiriX an der Stelle bestimmt, an der die Segel der Mitralklappe in den linken Anulus fibrosus cordis inserieren. Diese Messungen wurden während der Sektionen an der gleichen Stelle am Präparat wiederholt und die Ergebnisse miteinander verglichen. Bei 6 Verstorbenen war eine Vermessung nicht möglich: Die Kammern des linken Herzens waren nicht ausreichend mit Luft gefüllt, um eine Differenzierung der Strukturen am CT-Schnittbild zu erlauben. Das Durchschnittsalter der Verstorbenen, bei denen eine Messung möglich war, lag bei 62, der Median bei 61 Jahren. Der jüngste Verstorbene war 38, der älteste 82 Jahre alt.

Die gemessenen Umfänge der Mitralklappen reichten bei Messung mit OsiriX von 9,1 bis 13,7 cm, mit einem Durchschnitt von 11,4 cm. Bei den Sektionen wurden Werte von 10 bis 13,5 cm gemessen, bei einem durchschnittlichen Umfang von 11,6 cm. Eine statistische Auswertung ergab:

- Mittelwert: – 0,1 cm
- Standardabweichung: 1,6 cm
- Standardfehler: 0,5 cm.

3.4 Einzelne Strukturen und Vorgänge

Auf eine Darstellbarkeit von **Koronararterien** wurde bei allen Untersuchungen mit virtueller Endoskopie geachtet. Bei 32 Verstorbenen wurde der Anfang des Hauptstammes der rechten Koronararterie mit virtueller Endoskopie dargestellt. Davon waren 21 Untersuchungen mittels Injektion von Luft erstellt worden, bei 7 lag eine Füllung mit Fäulnisgas vor und bei 4 eine Luftembolie. Demnach stellte sich der Anfang des Hauptstammes der rechten Koronararterie bei 21 der 24 Untersuchungen dar, die mittels Luftinjektion erstellt worden waren.

Bei 22 Verstorbenen zeigte sich der Anfang des Hauptstammes der linken Koronararterie, wobei bei 21 dieser Verstorbenen auch der Anfang des Hauptstammes der rechten Koronararterie zur Darstellung kam. Eine Luftinjektion war bei 14 der Verstorbenen durchgeführt worden, 7 mal waren Fäulnisgase für die Füllung ursächlich und 4 mal eine Luftembolie.

Kalzifikationen an den Wänden von Koronararterien wurden in virtueller Endoskopie 17 mal in der rechten Koronararterie und 13 mal in der linken Koronararterie dargestellt. Diese reichten von einzelnen Kalkknötchen mit Durchmessern von unter 1 mm bis hin zu mehrere Zentimeter messenden, langstreckigen Verkalkungen der Gefäße, welche die Gefäßlumina teilweise subtotal verlegten.

Abb. 22a – d zeigen eine großflächige Verkalkung eines Ramus interventricularis anterior der linken Koronararterie, die im Sektionsprotokoll als „subtotale Gefäßwandlichtungsverkalkung“ beschrieben wurde.

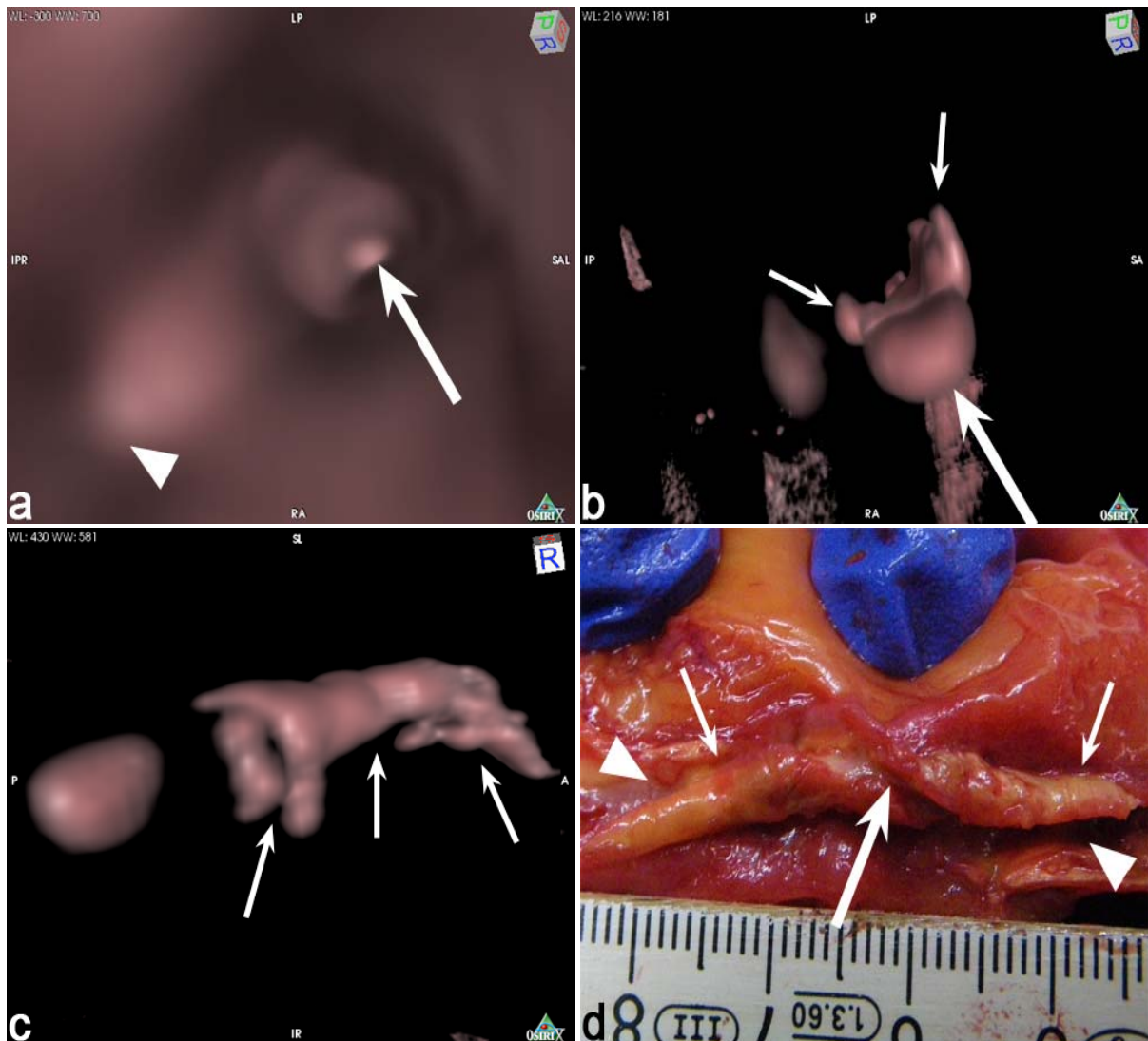


Abb. 22a - d: Ramus interventricularis anterior der linken Koronararterie, von Kalzifikationen verlegt

a: Das Lumen des Ramus interventricularis anterior (→), ein kleinerer Abgang im Vordergrund ist erkennbar (▶), der Dichtewert zur Darstellung von Strukturen beträgt -300 HU; intrakoronare virtuelle Endoskopie mit Blick in Flußrichtung.

b: Durch eine Erhöhung des Dichtewertes auf 216 HU ist die Kalzifikation (→) sichtbar, sie zeigt eine der Gefäßform entsprechende, rundliche Konfiguration (→); intrakoronare virtuelle Endoskopie mit Blick in Flußrichtung.

c: Bei seitlicher Aufsicht mit virtueller Endoskopie wird erkennbar, dass die Kalzifikation mit länglicher Form dem Gefäßverlauf folgt (→).

d: Ramus interventricularis anterior (▶) mit länglicher Kalzifikation (→), das Gefäßlumen subtotal einengend (→); Photographie des Sektionsbefundes.

Die **Fossa ovalis** ließ sich mit virtueller Endoskopie bei 27 der insgesamt 50 untersuchten Leichname darstellen. Bei 16 Verstorbenen ließ sich die Fossa ovalis vom linken sowie vom rechten Vorhof aus darstellen, 7 mal zeigte sie sich nur vom linken und 3 mal nur vom rechten Vorhof aus. Die Darstellungen mit virtueller Endoskopie vom linken Vorhof aus zeigten die Fossae ovales meist als Ausdünnung des Septums, wobei der craniale Rand oval verläuft. Vom rechten Vorhof aus entsprach das Erscheinungsbild zumeist einer Darstellung von Fossae ovales am Präparat (siehe Abb. 23a und b): Sie imponierten als ovale Grube des Septums, die cranial vom Rand des Septum secundum, dem Limbus Fossae ovales, begrenzt wird.

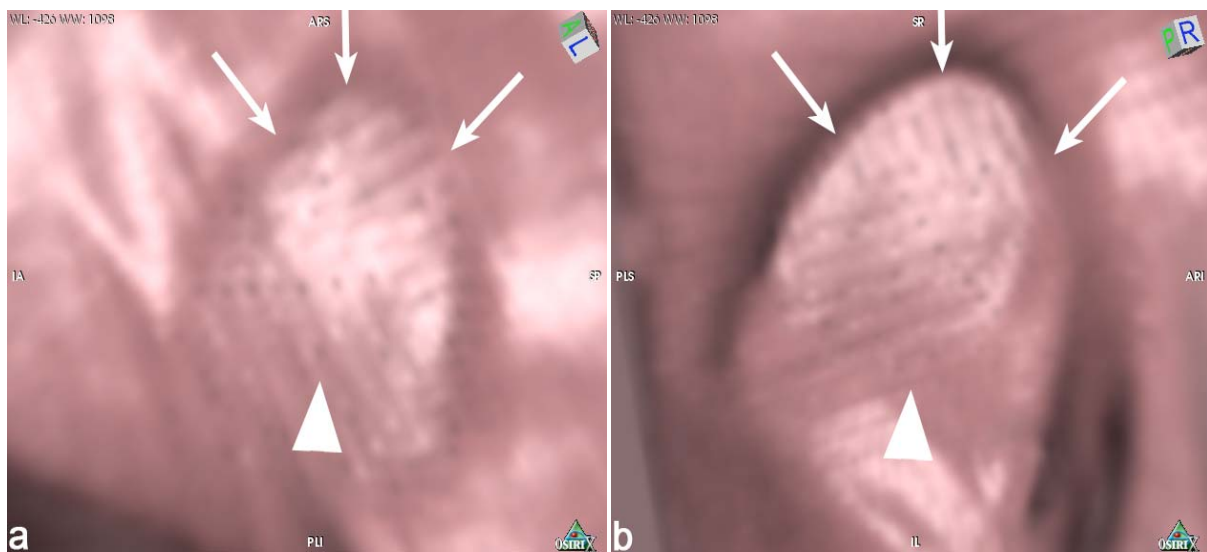


Abb. 23a und b: Dieselbe **Fossa ovalis**, Aufsicht vom linken (a) und rechten (b) Vorhof aus

a: Fossa ovalis (►), als Ausdünnung des Septums erkennbar, apikal zeigt sich ein ovaler Rand (→); virtuelle Endoskopie vom linken Vorhof aus.

b: Fossa ovalis (►), als ovale Grube im Septum erkennbar, apikal vom Limbus Fossae ovales begrenzt (→); virtuelle Endoskopie vom rechten Vorhof aus.

Ein offenes **Foramen ovale** wurde 2 mal gefunden (siehe Abb. 32c).

Bei getrennter Betrachtung der Fossae ovales vom linken und rechten Vorhof aus ergibt sich, dass bei 50 Verstorbenen theoretisch 100 (50 x 2) Fossae ovales dargestellt werden könnten. Bei 23 Verstorbenen ließ sich keine Fossa ovalis darstellen, bei 10 Verstorbenen nur von einer Seite aus; von 100 theoretisch darstellbaren Fossae ovales konnten 56 nicht in virtueller Endoskopie dargestellt werden.

Verschiedene Ursachen für nicht dargestellte Fossae ovales wurden gefunden, diese werden in Abb. 24, basierend auf 100 theoretisch darstellbaren Fossae, aufgeführt. Am Häufigsten befand sich Blut vor der Fossa ovalis, da die Computertomogramme nicht für Untersuchungen der Fossae ovales angefertigt wurden und eine vollständige Füllung der Vorhöfe mit Luft nicht Ziel der Injektion von Luft war. Am Zweithäufigsten war eine Verwesung der Strukturen des Herzens. Hierbei hatte sich im Bereich der Fossa ovalis intramurales Gas gebildet, das die Strukturen auftrieb und so die Konturen verändert hatte. Ein Aneurysma war bei einem Verstorbenen ursächlich für die nicht erfolgte Darstellung. In einigen Fällen war nicht ersichtlich, aus welchen Gründen die Darstellung einer Fossa ovalis mit virtueller Endoskopie nicht erfolgte.

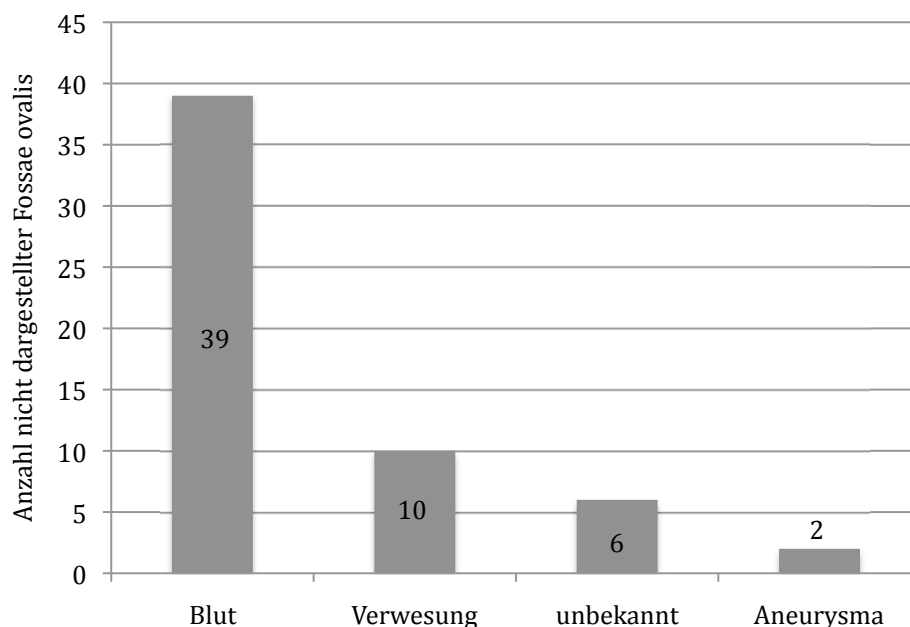


Abb. 24: **Ursachen für nicht dargestellte Fossae ovales** (n = 56)

Von 100 theoretisch darstellbaren Fossae ovales (50 je vom linken und rechten Vorhof aus) wurden 56 nicht in virtueller Endoskopie dargestellt. Die Ursachen hierfür waren Blut Bereich der Fossae ovales, Verwesung mit intramuraler Gasbildung, Aneurysmen oder konnten nicht ermittelt werden (unbekannt).

Luftembolien hatten die Herzen von 7 Verstorbenen mit Luft gefüllt. Die CT - Untersuchungen zeigten, dass eine virtuelle Endoskopie von Herz und großen Gefäßen durchführbar war. Tab. 3 gibt wieder, welche Strukturen des Herzens bei welcher Ursache für die Luftembolie zur Darstellung kamen:

Tab. 3: Ursache der Luftembolie und dargestellte Strukturen

<i>Ursache:</i>	<i>Durch Luftfüllung dargestellte Strukturen:</i>
Verletzung des Kopfes mit einem Bolzenschußgerät	- Teile der Aorta - rechte Koronararterie - linke Kammer - Pulmonalvenen - Teile von rechter Kammer, Trikuspidalklappe (geöffnet) und rechtem Vorhof
Reanimation mit Aspiration von Luft durch einen peripher-venösen Zugang	- Aorta - Abschnitte von rechter und linker Koronararterie - Aortenklappe (geschlossen) - linke Kammer und Mitralklappe (geöffnet) - linker Vorhof und Pulmonalvenen - Pulmonalarterien - Pulmonalklappe (geöffnet) - rechte Kammer und Trikuspidalklappe (geöffnet) - rechter Vorhof und Hohlvenen
Kopfschuß mit Schußwaffe (1)	- Aorta - rechte Koronararterie mit Kalzifikationen, Ostium der linken Koronararterie - Aortenklappe (geschlossen) - Pulmonalarterien - Pulmonalklappe - rechte Kammer und Trikuspidalklappe (geöffnet) - rechter Vorhof und Teile der Hohlvenen

Kopfschuß mit Schußwaffe (2)	- Aorta - Abgang von rechter und linker Koronararterie - Aortenklappe (geschlossen) - linke Kammer und Mitralklappe (geschlossen) - linker Vorhof und Pulmonalvenen - Pulmonalarterien - Pulmonalklappe - rechte Kammer und Trikuspidalklappe (geöffnet) - rechter Vorhof und Teile der Hohlvenen
Verkehrsunfall mit Blutverlust und Zustand nach Thorax- Abdomen- OP	- Aorta - rechte und linke Koronararterie mit Bifurkationen - Aortenklappe (geschlossen) - linke Kammer und Mitralklappe (geöffnet) - linker Vorhof und Pulmonalvenen - Pulmonalarterien - Pulmonalklappe (geöffnet) - rechte Kammer und Trikuspidalklappe (geöffnet) - rechter Vorhof und Hohlvenen
Verkehrsunfall mit Reanimation und multiplen Rippenfrakturen	- Aorta - Abschnitte der rechten Koronararterie - Aortenklappe, geschlossen - Pulmonalklappe, geöffnet - rechte Kammer und Trikuspidalklappe (geöffnet) - rechter Vorhof und obere Hohlvene
Verkehrsunfall mit Ruptur der Aorta	- Aorta, Aortenruptur - rechte Koronararterie mit Kalzifikationen, Ostium der linken Koronararterie - Aortenklappe mit Kalzifikationen, geschlossen - Pulmonalklappe, geöffnet - rechte Kammer und Trikuspidalklappe (geöffnet) - rechter Vorhof und Teile der Hohlvenen

Verletzungen des Mediastinums lagen bei 2 Dezelerationstraumata vor: Ein Verkehrsunfall und ein Sturz. Die Verletzungen von Thorax und Mediastinum ließen sich in virtueller Endoskopie darstellen. Luft in Pleuraspalt und Perikard machte eine Betrachtung der Herzen von außen möglich. Sichtbar waren beim Verkehrsunfall Einrisse des Herzbeutels und der rechten, vorderen Kammerwand sowie Muskeleinrisse im linken Herzvorhof oberhalb der Mitralklappenebene (Abb. 25a - d); in diesem Defekt zeigten sich Bereiche des Vorhoflumens. Die Beobachtungen aus der virtuellen Endoskopie stimmten mit der Sektion überein.

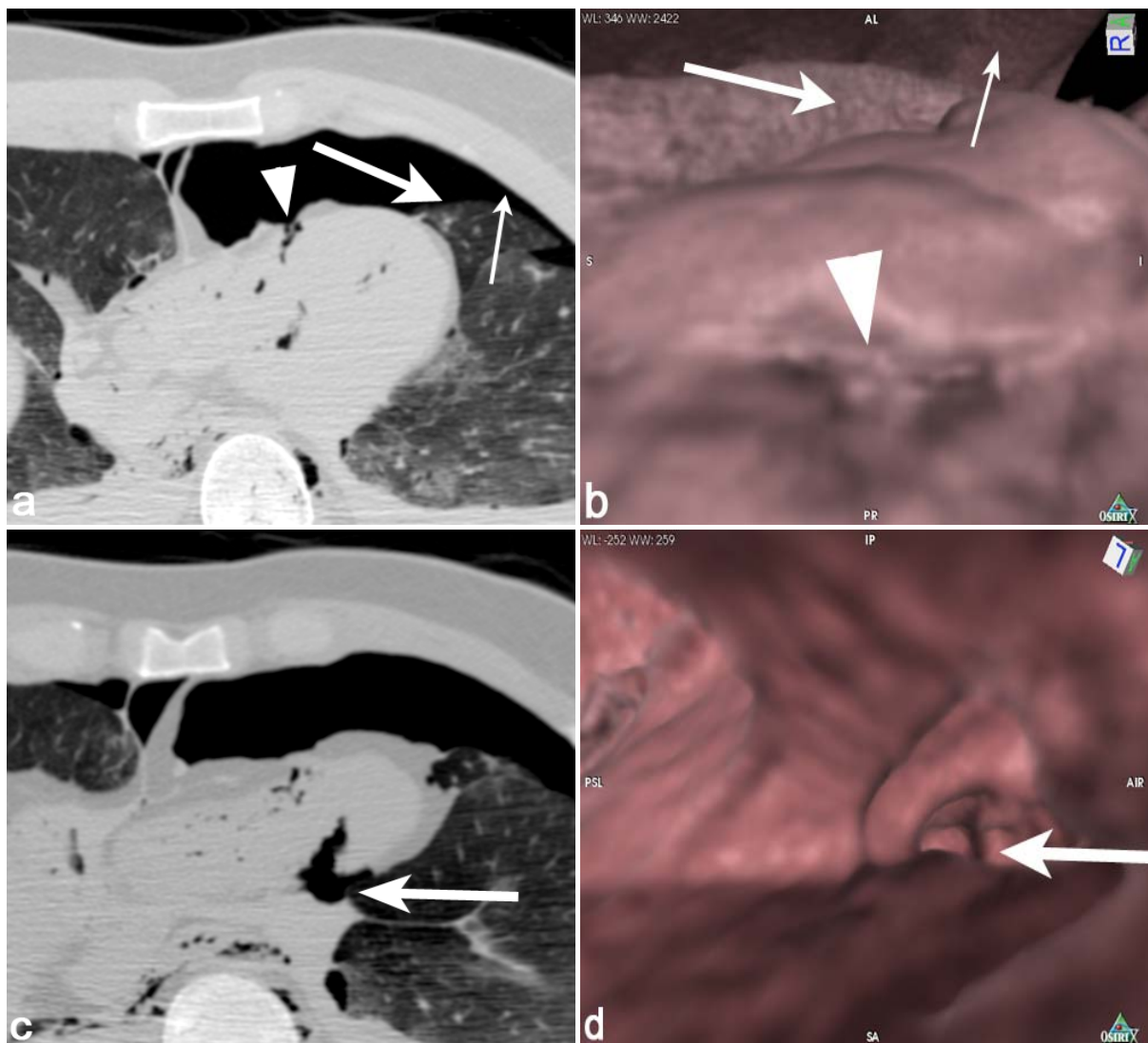


Abb. 25a - d: Verletzungen des Mediastinums

a: Einrisse in Herzbeutel und Myokard (►) im Bereich der rechten Kammerwand, im Hintergrund kollabierte linke Lunge (→) und Thoraxwand (→); axiales Schnittbild.

b: Einrisse in Herzbeutel und Myokard (►) im Bereich der rechten Kammerwand, im Hintergrund kollabierte linke Lunge (→) und Thoraxwand (→); intrathorakale virtuelle Endoskopie mit Aufsicht auf das Herz .

c: Einriß in der Wand des linken Vorhofes (→); axiales Schnittbild.

d: Einriß in der Wand des linken Vorhofes, der Dichtwert zur Darstellung von Strukturen wurde so gewählt, dass Lungengewebe nicht zur Darstellung kommt; intrathorakale virtuelle Endoskopie mit Aufsicht von lateral

Ein aus dem eingerissenen Herzbeutel in die linke Thoraxhälfte verlagertes Herz zeigte sich in der virtuellen Endoskopie der CT-Untersuchung nach Sturz (Abb. 26a und b). Diese Beobachtung wurde in einer Sektion bestätigt.

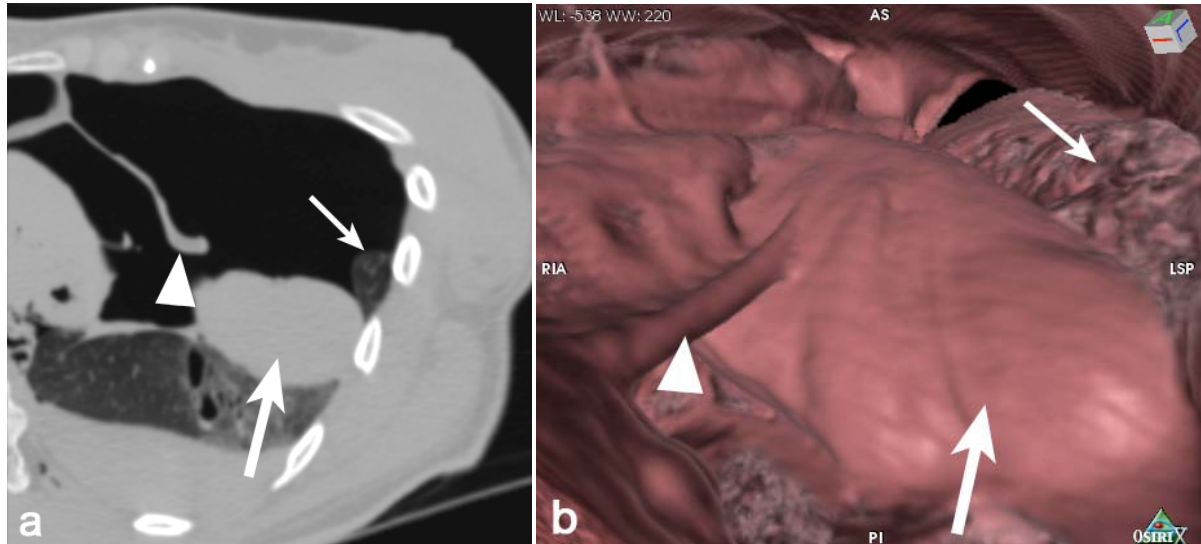


Abb. 26a und b: Verletzungen des Mediastinums

a: Der Herzbeutel ist eingerissen (►), das ist Herz in die linke Thoraxhälfte verlagert (→), die linke Lunge ist kollabiert (→); obliques Schnittbild.

b: Die Risskante des Herzbeutels ist als Strang erkennbar (►), das Herz ist in die linke Thoraxhälfte verlagert (→), die linke Lunge ist kollabiert (→); intrathorakale virtuelle Endoskopie mit Aufsicht auf das Herz.

Bei den **Untersuchungen mit Injektion von röntgendichtem Kontrastmittel** wurden dem Kontrastmittel mit OsiriX Dichtewerte von Luft zugewiesen. Dadurch war eine virtuelle Endoskopie möglich. Darstellungen derselben Herzen in virtueller Endoskopie nach Injektion von Luft und Injektion von Kontrastmittel wurden miteinander verglichen (siehe Abb. 27.a und b). Da eine genaue Trennung von Lumen und röntgendichtem Kontrastmittel nicht möglich war, sind in der Abbildung Teile von Strukturen des Herzens nicht dargestellt. Oberflächen erscheinen hierdurch verändert, feine Strukturen sind nicht zu erkennen.

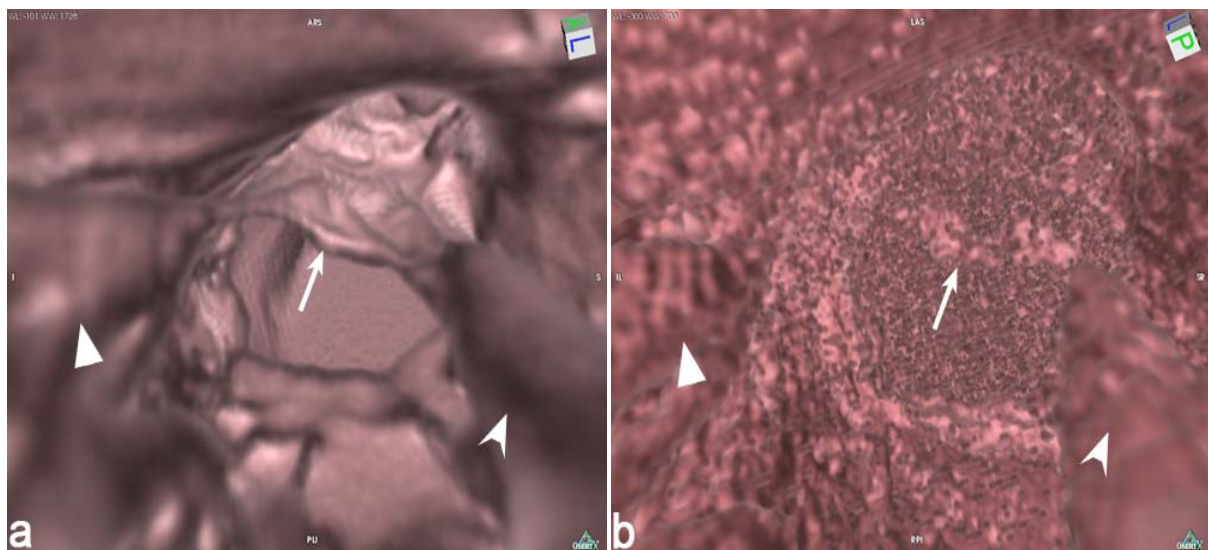


Abb. 27a und b: Vergleich der Darstellung einer Mitralklappe

a: Mitralklappe nach Injektion von Luft: Aortales Segel (→), vorderer- (➤) und hinterer Papillarmuskel (➤); virtuelle Endoskopie mit Aufsicht von der Herzspitze.

b: Mitralklappe nach Injektion von röntgendichtem Kontrastmittel: Aortales Segel (→), vorderer- (➤) und hinterer Papillarmuskel (➤); virtuelle Endoskopie mit Aufsicht von der Herzspitze.

Für einen **Vergleich mit einem anderen Computerprogramm** wurden von Siemens mit Untersuchungen der eigenen Arbeit erstellte Bilder mit für die eigene Arbeit erstellten Bildern derselben Untersuchung verglichen. Als Beispiel für den Vergleich zeigt Abb. 28a eine Herzspitze mit Aufsicht aus der linken Kammer, dargestellt durch das Programm von Siemens. Abb. 28b zeigt dieselbe Herzspitze in der gleichen Aufsicht, dargestellt durch OsiriX.

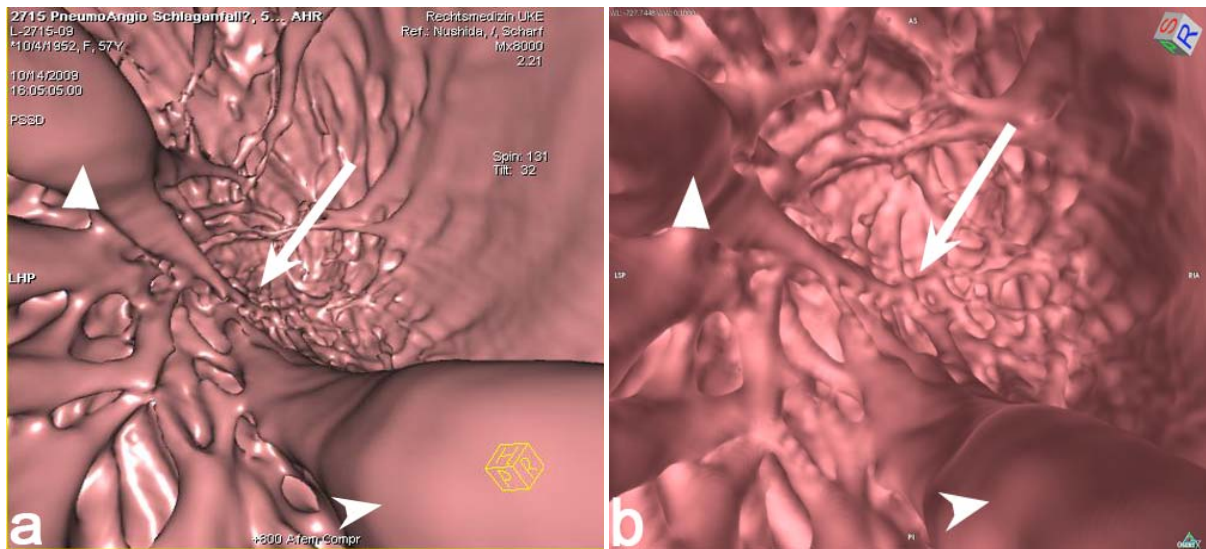


Abb. 28a und b: Vergleich der Darstellung am Beispiel einer Herzspitze

a: Herzspitze (→), vorderer (▶) und hinterer (▶) Papillarmuskel;

virtuelle Endoskopie, Aufsicht aus der linken Herzkammer mit einem Programm von Siemens.

b: Herzspitze (→), vorderer (▶) und hinterer (▶) Papillarmuskel;

virtuelle Endoskopie, Aufsicht aus der linken Herzkammer mit OsiriX.

Anzeichen einer **Toxizität** von injizierter Luft auf Endokard und Gefäßendothel wurden weder bei Untersuchung mit virtueller Endoskopie noch bei Sektionen festgestellt.

3.5 Artefakte

Mehrere Formen von Artefakten wurden bei Untersuchungen mit virtueller Endoskopie beobachtet.

Manipulationsartefakte in Form von Luftblasen können bei einer Injektion von Luft in das Gefäßsystem entstehen (Abb. 29a). Diese können morphologische Ähnlichkeiten zu Endokarditisfolgen an den Herzklappen aufweisen (Abb. 29b; aus: Bauer (2004) Habilitationsschrift „Bikuspide Aortenklappe und Dilatation der Aorta ascendens“).

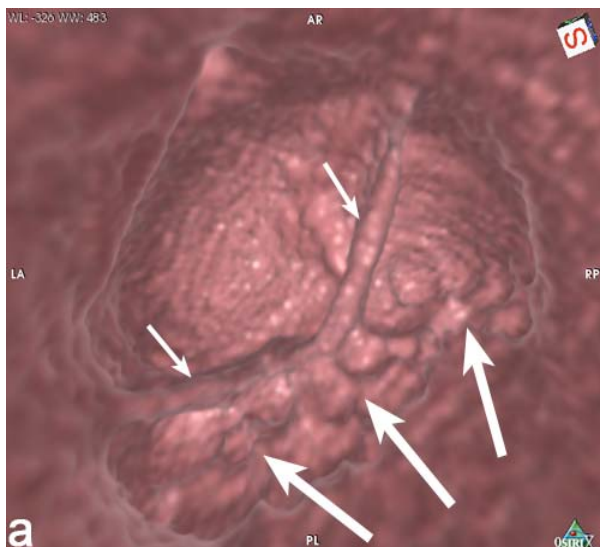


Abb. 29a: Artefakt: Luftblasen (→)

als Artefakte an einer Aortenklappe, erkennbar sind die Klappenränder (→); virtuelle Endoskopie mit Aufsicht aus dem Aortenbogen.

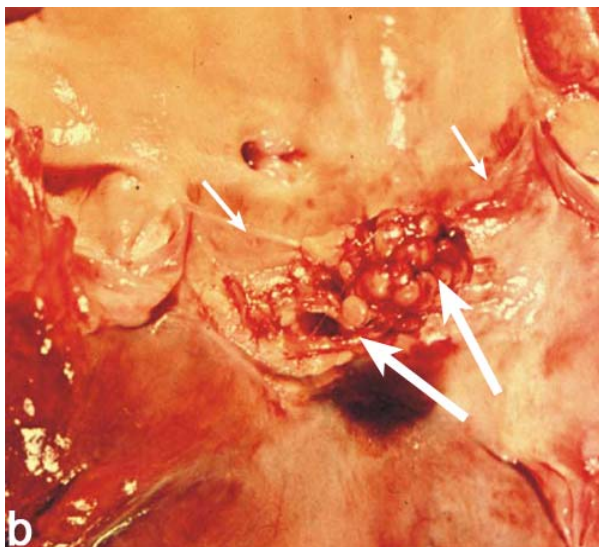


Abb. 29b: Zum Vergleich: Folgen einer Endokarditis (→)

an einer bikuspiden Aortenklappe, im Bereich der Klappenränder (→); Photographie eines Autopsiepräparates; aus: Habilitationsschrift „Bikuspide Aortenklappe und Dilatation der Aorta ascendens“ (Bauer 2004)

Druckunterschiede durch eine Injektion von Luft können das Erscheinungsbild von dünnen Strukturen wie Fossae ovals verändern. Beobachtet wurde, dass eine mit virtueller Endoskopie betrachtete Fossa ovalis vom linken Vorhof aus der erwarteten Darstellung vom rechten Vorhof aus entsprach (vergleiche: Abb. 23b): Sie imponierte als ovale Grube (Abb. 29c). Diese Wölbung des Septums in Richtung des rechten Vorhofes beruhte auf dem im linken Herzen vorherrschenden Luftdruck: Über einen Katheter in der Aorta ascendens war Luft injiziert worden, der Luftdruck im linken Herzen war deshalb höher als im rechten.

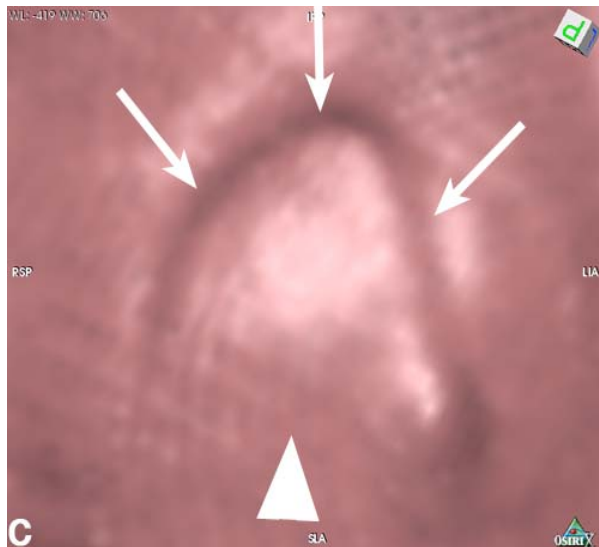


Abb. 29c.: Artefakt durch Druckunterschied

Fossa ovalis (►), vom linken Vorhof aus betrachtet, mit Wölbung (→) in Richtung des rechten Vorhofes, weg vom Betrachter. Dies entspricht einer Darstellung, wie sie bei Betrachtung vom rechten Vorhof aus erwartet wird (vergleiche: Abb. 23b); virtuelle Endoskopie mit Aufsicht aus dem linken Vorhof .

Rechenartefakte können Oberflächen in virtueller Endoskopie geriffelt erscheinen lassen – wie die des zur Injektion von Luft verwendeten Katheters (Abb. 30a und b). Die beobachteten Oberflächenstrukturen entsprachen nicht der Struktur des verwendeten Katheters und stellten sich als besonders ausgeprägt dar, wenn die Untersuchungen mit größerer Schichtdicke - also einer geringeren Auflösung - angefertigt worden waren und sind somit auf die zur Rekonstruktion verwendeten Rechenalgorithmen zurückzuführen.

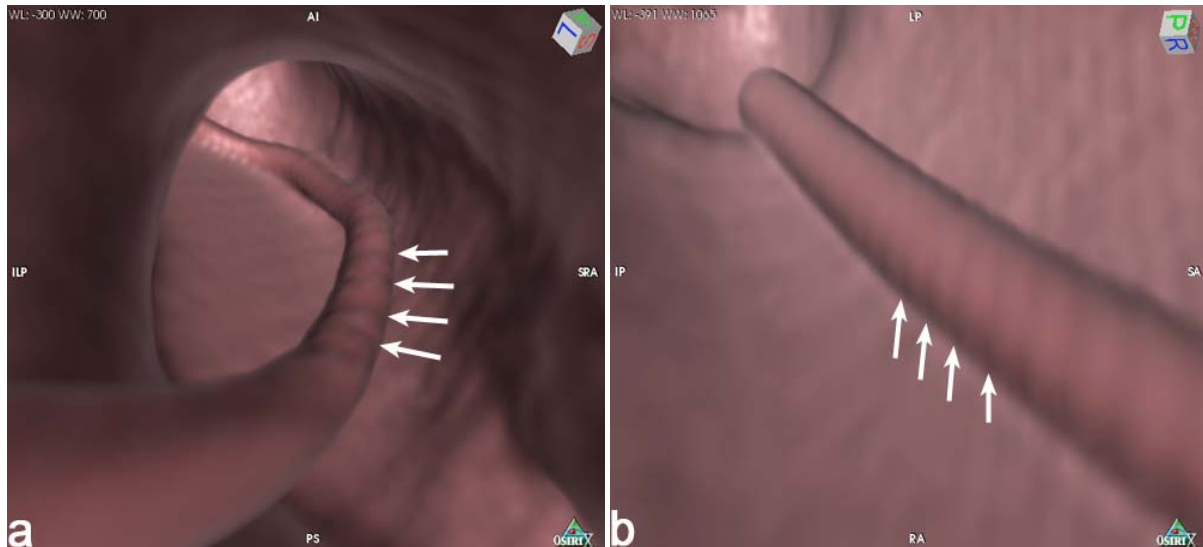


Abb. 30a und b: Artefakt: Geriffelte Oberfläche

a: Riffelung (→) als Artefakt am Katheter zur Injektion von Luft, stärker ausgeprägt bei CT-Untersuchung mit einer Schichtdicke von 1,3 mm; intraaortale virtuelle Endoskopie.

b: Riffelung (→) als Artefakt am Katheter zur Injektion von Luft, schwächer ausgeprägt bei CT-Untersuchung mit einer Schichtdicke von 0,6 mm; intraaortale virtuelle Endoskopie.

Netzförmige Muster konnten an den Oberflächen besonders dünner Strukturen - wie dünnen Stellen im Bereich der Vorhofwand – beobachtet werden (Abb. 30c). Diese Muster entsprachen nicht den bei den Sektionen vorgefundenen Oberflächenbeschaffenheiten, weshalb sie als Artefakte von Rechenalgorithmen gedeutet werden.

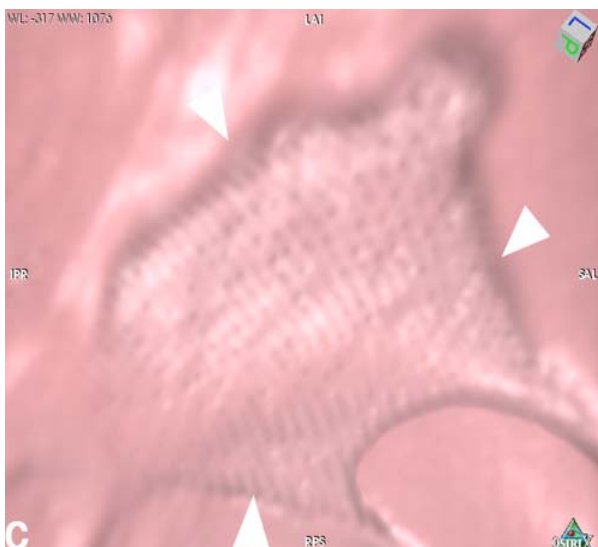


Abb. 30c: Artefakt: Netzförmiges Muster

c: Netzförmiges Muster (►) gedeutet als Artefakt an der Oberfläche eines Vorhofseptums; virtuelle Endoskopie mit Aufsicht aus dem linken Vorhof.

Ablaufartefakte wurden beobachtet, wenn CT-Untersuchungen des Herzens mit einer Schichtdicke von 0,6 mm und einem Pitch von 0,3 mm angefertigt worden waren. Hierbei wurden Pausen zum Abkühlen des Computertomographen eingehalten. Bei Betrachtung mit virtueller Endoskopie fanden sich an Flüssigkeitsspiegeln parallel verlaufende Streifen mit regelmäßigen Abständen von 0,6 cm (Abb. 31). Diese stellten sich als Unterschiede in der Höhe des Flüssigkeitsspiegels heraus. Die Abstände entsprachen den Schritten, in denen die Untersuchungen - aufgrund der Pausen zum Abkühlen des Gerätes – angefertigt wurden. Die Streifen sind auf Luft zurückzuführen, die während der Untersuchungen aus dem Herzen entwichen war und somit die Höhe der Flüssigkeitsspiegel verändert hatte.

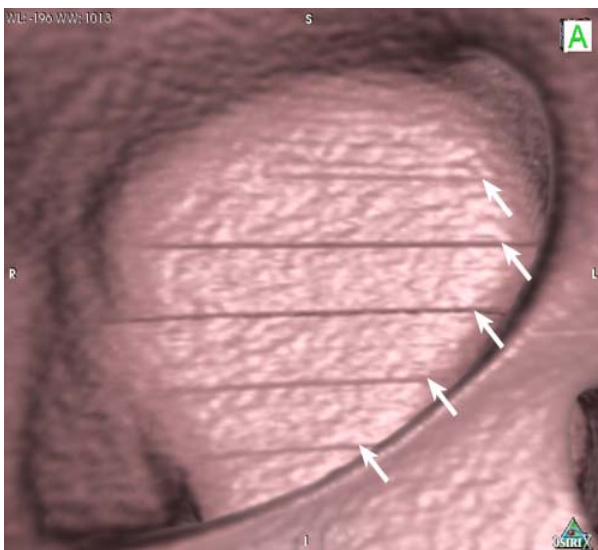


Abb. 31: Artefakt: Streifen

a: Streifen (→) als Artefakte, verursacht durch unterschiedliche Flüssigkeitsniveaus während der CT-Untersuchung im Bereich des rechten Vorhofes; virtuelle Endoskopie mit Aufsicht aus dem rechten Vorhof.

3.6 Spezielle Beobachtungen

Ein 38-jähriger mit **Vitium cordis bei Trisomie 21** und einem Schrittmacher mit 2 Elektroden war unerwartet verstorben. Im nativen CT zeigte sich ein hypertrophes Herz. Eine virtuelle Endoskopie nach Injektion von 7500 ml Luft über einen im rechten Herzen mündenden venösen Katheter zeigte (Abb. 32a - l):

- eine **bikuspide Aortenklappe**
- ein **offenes Foramen ovale**
- einen **Septumdefekt** in Vorhof und Ventrikel
- eine **Mitralklappe** mit unregelmäßig angeordneten, teilweise mit der Klappe verlöteten und dystopen, nicht am Klappenrand inserierenden, drehrund konfigurierten Chordae tendineae, bis hin zu sogenannten „musikalischen Sehnenfäden“^{*1}
- eine **Perforation des vorderen Segels** der Trikuspidalklappe durch eine Schrittmacherelektrode
- eine **Bruchstelle** einer anderen Schrittmacherelektrode im rechten Vorhof
- **Chiari-Netzwerke**^{*2} im Bereich des rechten Herzohres.

Außerdem stellten sich in den axialen Schnittbildern nach Injektion von Luft die Wände beider Ventrikel verdickt und der rechte Vorhof dilatiert dar.

Bei der Sektion war zunächst nicht eindeutig, ob die Bruchstelle in der Schrittmacherelektrode bereits vorher bestanden hatte oder durch die Eröffnung des Herzens entstanden war. Durch die virtuelle Endoskopie wurde festgestellt, dass die Bruchstelle bereits vor der Sektion bestanden hatte.

^{*1} Als musikalische Sehnenfäden werden Chordae tendineae bezeichnet, die aufgrund ihrer Verlaufsrichtung und / oder verdickten Form durch den Blutfluß in Schwingung versetzt werden und Herzgeräusche verursachen.

^{*2} Als Chiari-Netzwerk wird ein Residuum des Septum spurium der rechten Klappe des Sinus venosus bezeichnet, das entsteht, wenn diese Strukturen nicht vollständig resorbiert werden. Es stellt sich als Faserstruktur im rechten Vorhof dar. Bei 83% der Patienten mit Chiari-Netzwerk findet sich ein persistierendes Foramen ovale (Schneider et al. 1995).

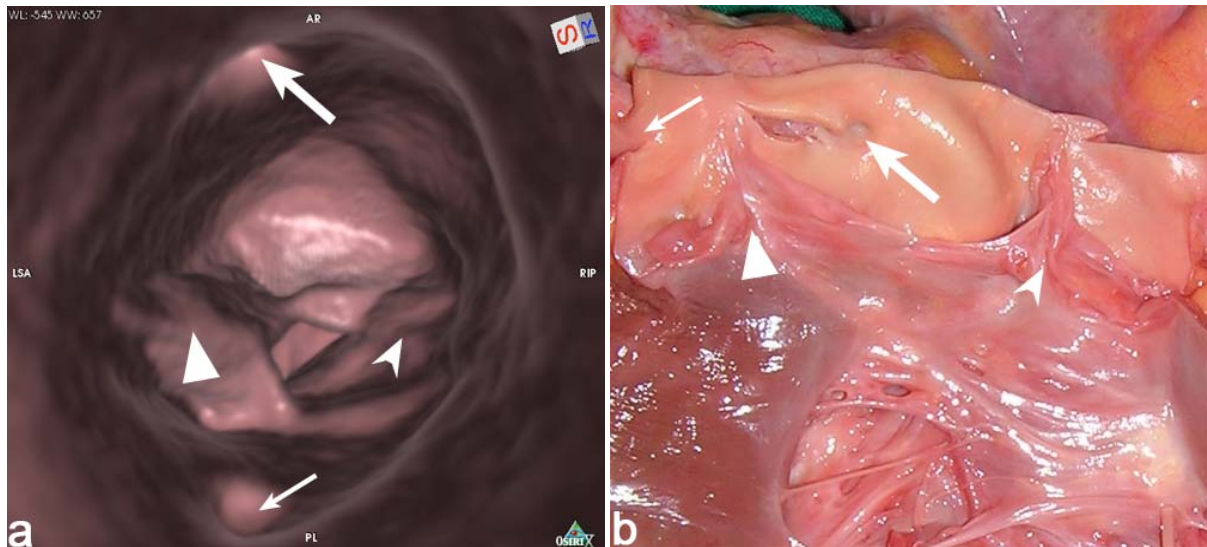


Abb. 32a und b: Aortenklappe, bikuspid

a: Bikuspidale Aortenklappe, 2 Kommissuren (► und ►), Ostium der rechten (→) und der linken (→) Koronararterie; virtuelle Endoskopie mit Aufsicht aus der Aorta ascendens.

b: Bikuspidale Aortenklappe, 2 Kommissuren (► und ►), Ostium der rechten (→) und der linken (→) Koronararterie; Photographie des Sektionsbefundes.

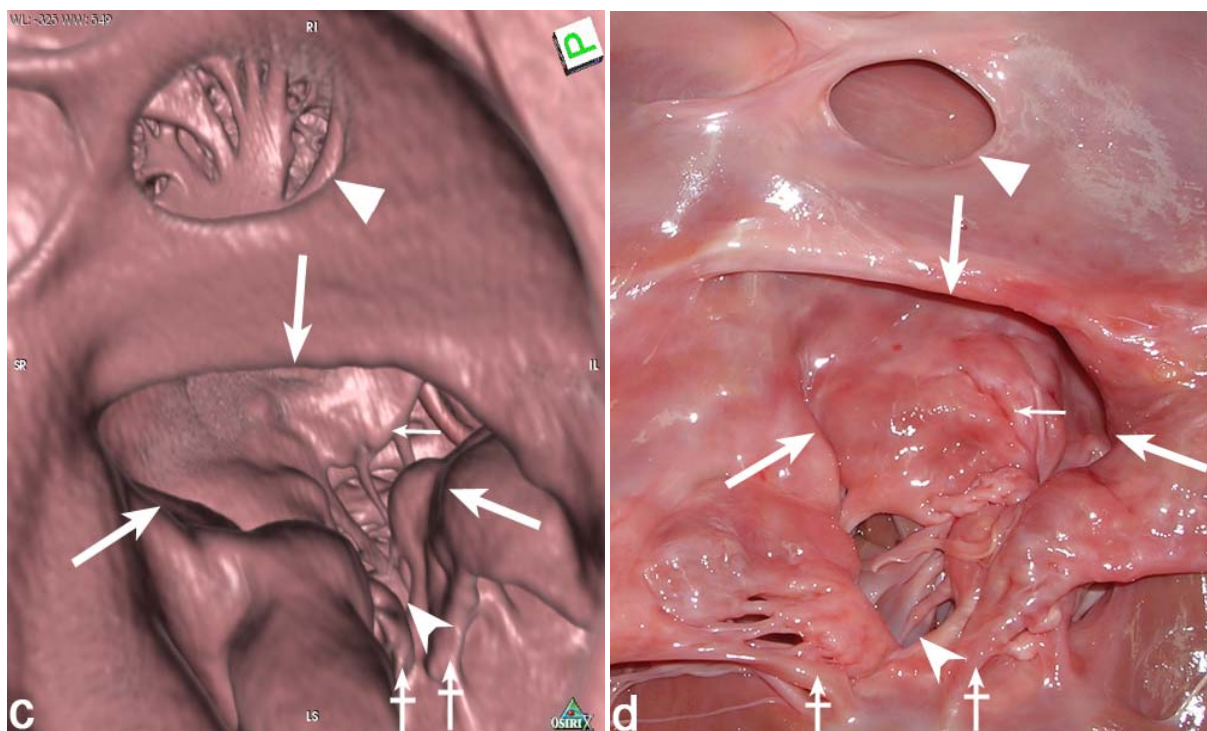


Abb. 32c und d: Foramen ovale und atrio-ventrikulärer Septumdefekt

c: Foramen ovale, offen, dahinter Strukturen des rechten Vorhofes (►), Septumdefekt im Vorhof (→), der in einen Ventrikelseptumdefekt übergeht (►), begrenzt von Teilen der Mitralklappe (x), dahinter ist die Trikuspidalklappe erkennbar (→); intrakardiale virtuelle Endoskopie mit Aufsicht aus dem linken Vorhof.

d: Foramen ovale, offen; bedingt durch den Aufnahmewinkel dahinter keine Strukturen des rechten Vorhofes erkennbar (►). Septumdefekt im Vorhof (→), der in einen Ventrikelseptumdefekt übergeht (►), begrenzt von Teilen der Mitralklappe (x), dahinter ist die Trikuspidalklappe erkennbar (→); Photographie des Sektionsbefundes.

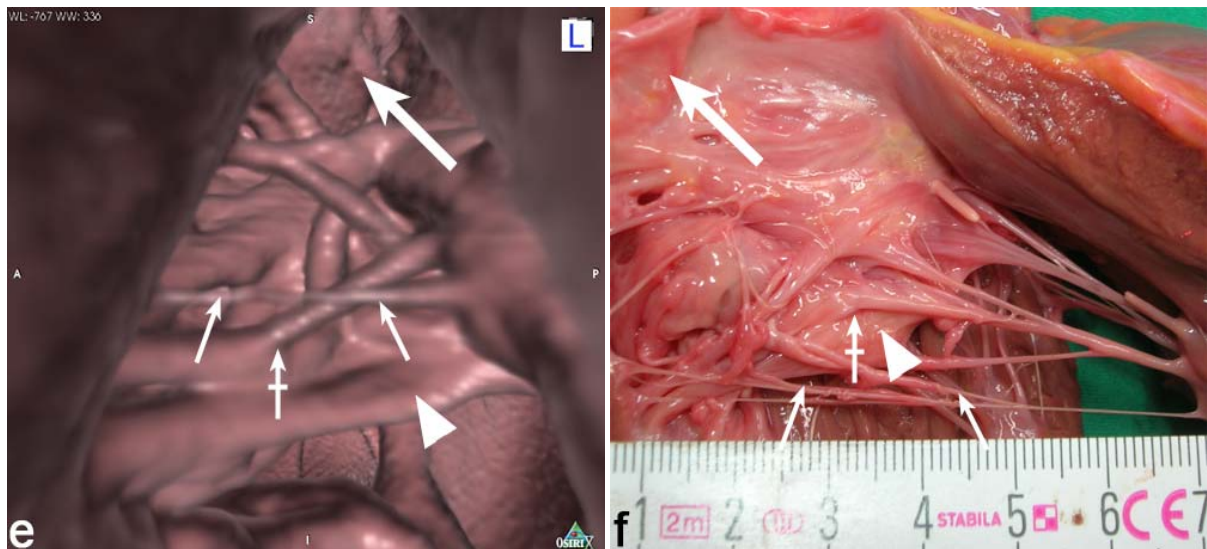


Abb. 32e und f: Mitralklappe

e: Aortales Segel der Mitralklappe (►), querverlaufende („musikalische“) Sehnenfäden (→), dystop inserierende, drehrund konfigurierte Sehnenfäden (↗), dahinter Teile der Aortenklappe (→); intrakardiale virtuelle Endoskopie mit Aufsicht aus der linken Kammer.

f: Aortales Segel der Mitralklappe (►), querverlaufende („musikalische“) Sehnenfäden (→), dystop inserierende, drehrund konfigurierte Sehnenfäden (↗), dahinter Teile der Aortenklappe (→); Photographie des Sektionsbefundes.

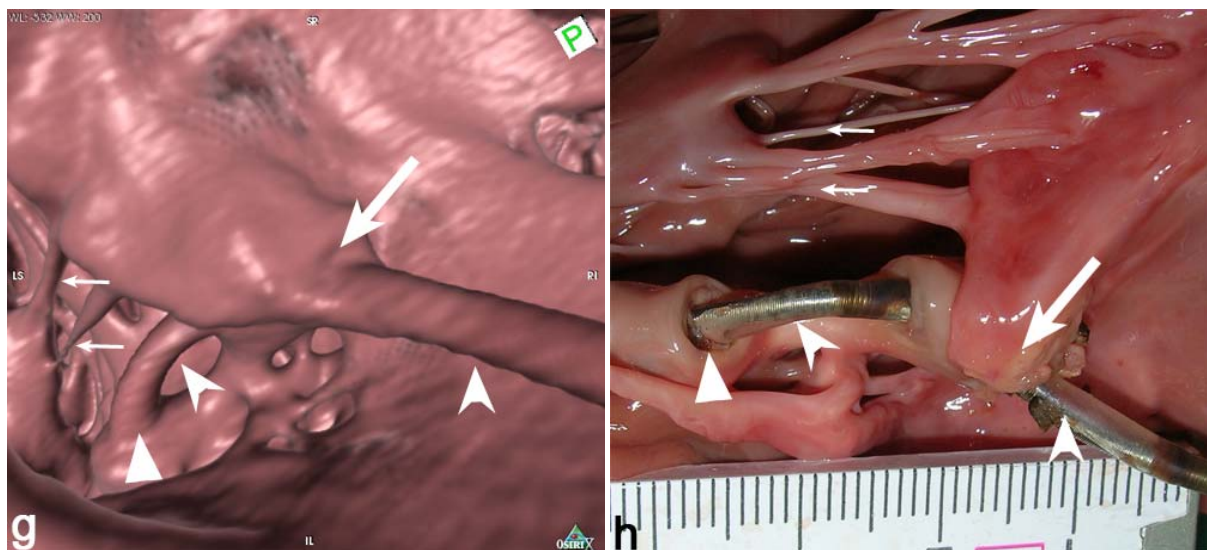


Abb. 32g und h: Trikuspidalklappe, vorderes Segel von Schrittmacherelektrode perforiert

g: Perforation des vorderen Segels der Trikuspidalklappe (→) durch Schrittmacherelektrode (►), diese dringt dahinter in die Kammerwand ein (►) und verläuft intramural weiter, daneben Papillarmuskeln der Trikuspidalklappe (→); intrakardiale virtuelle Endoskopie mit Aufsicht aus dem rechten Vorhof.

h: Perforation des vorderen Segels der Trikuspidalklappe (→) durch Schrittmacherelektrode (►), diese dringt dahinter in die Kammerwand ein (►) und verläuft intramural weiter, daneben Papillarmuskeln der Trikuspidalklappe (→); Photographie des Sektionsbefundes.

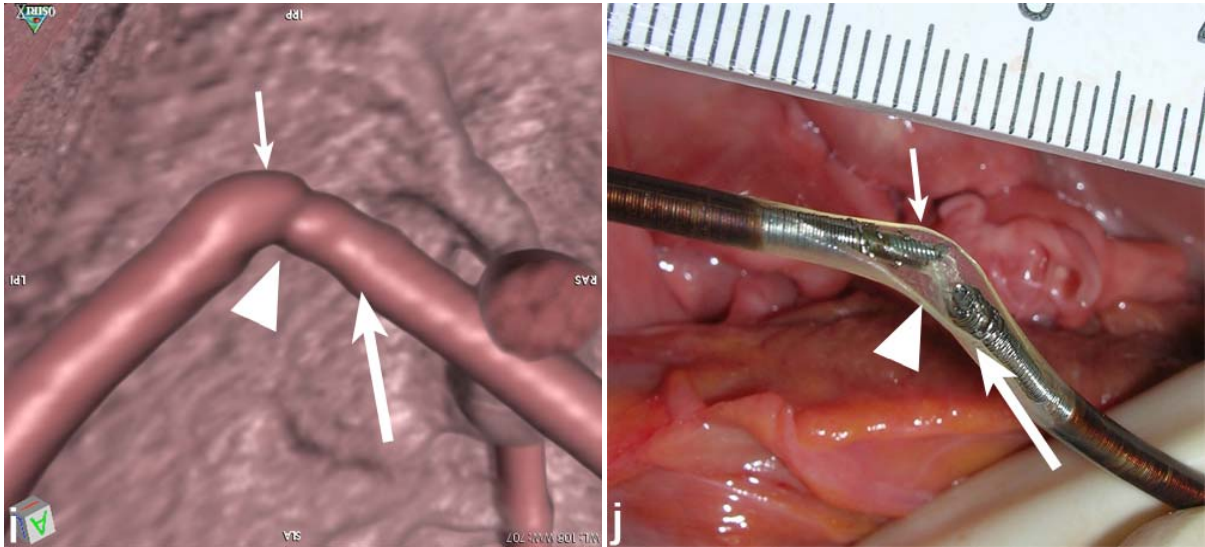


Abb. 32i und j: Schrittmacherelektrode, gebrochen

i: Bruchstelle einer Schrittmacherelektrode (►), ein schmaleres (→) und ein breiteres (➔) Ende sind erkennbar, diese sind durch partielles Abwickeln des Drahtes entstanden; intrakardiale virtuelle Endoskopie mit Aufsicht aus dem rechten Vorhof.

j: Bruchstelle einer Schrittmacherelektrode (►), ein schmaleres (→) und ein breiteres (➔) Ende sind erkennbar, diese sind durch partielles Abwickeln des Drahtes entstanden; Photographie des Sektionsbefundes.

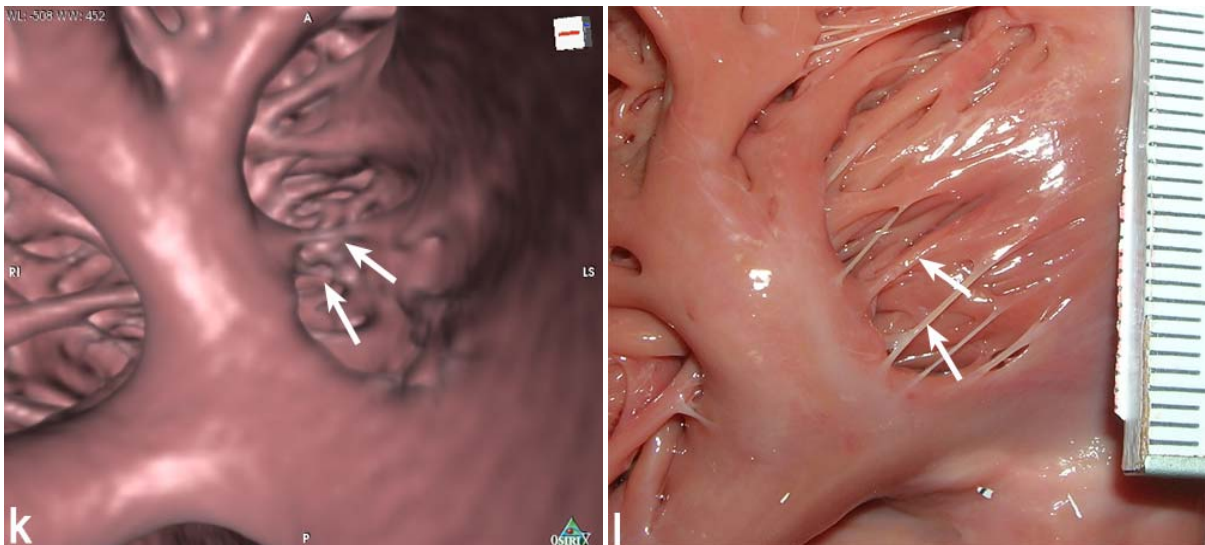


Abb. 32k und l: Chiari-Netzwerk im rechten Herzohr

k: Chiari-Netzwerk mit querverlaufenden Sehnenfäden (→) im Bereich des rechten Herzohres; intrakardiale virtuelle Endoskopie mit Aufsicht aus dem rechten Vorhof.

l: Chiari-Netzwerk mit querverlaufenden Sehnenfäden (→) im Bereich des rechten Herzohres; Photographie des Sektionsbefundes.

Eine **Ruptur der Aorta** fand sich bei einem 68 - Jährigen, der nach einem Unfall verstorben war. Die angefertigte CT-Untersuchung zeigte eine Ruptur oberhalb der Aortenklappe und 1700 ml Blut in der rechten Thoraxhälfte. In virtueller Endoskopie stellte sich die Aortenruptur als Strang dar (Abb. 33a). Außerdem fanden sich Kalzifikationen an der Aortenklappe, der Aorta und in den Koronarien. Die Beobachtungen wurden durch eine Sektion bestätigt (Abb. 33b).

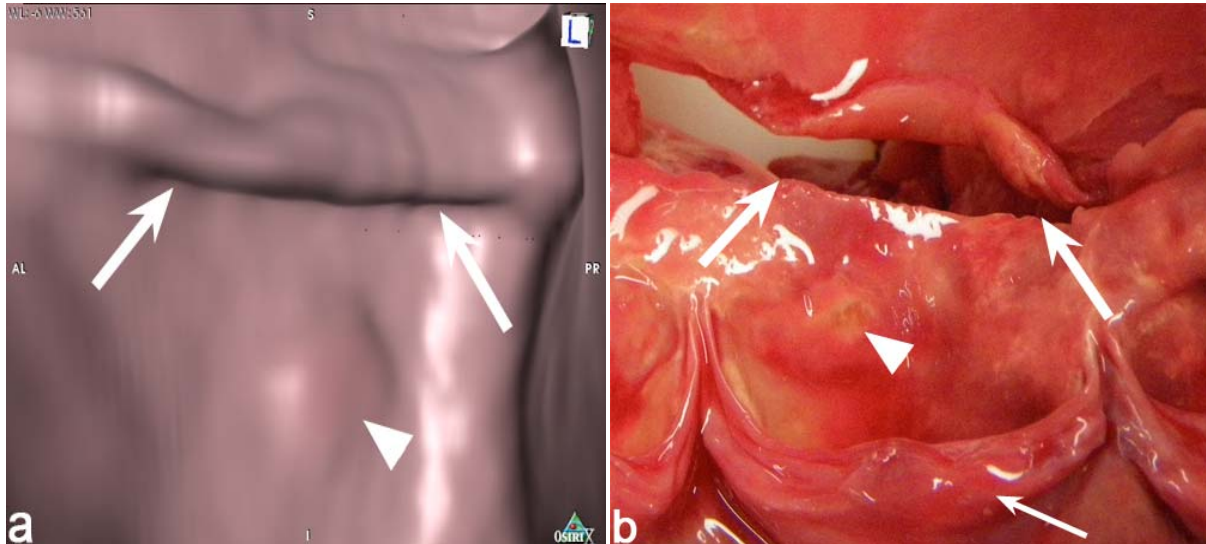


Abb. 33a und b: Ruptur der Aorta

a: Ruptur der Aorta, oberer Aortenteil als Strang imponierend (➔), darunter Kalzifikation der Aortenwand (▶); virtuelle Endoskopie mit Aufsicht auf die Aortenwand oberhalb der Aortenklappe.

b: Ruptur der Aorta, oberer Aortenteil als Strang imponierend (➔), darunter Kalzifikation der Aortenwand (▶) und hintere Semilunarklappe (➔); Photographie des Sektionsbefundes.

Eine **künstliche Aortenklappe** eines sieben Tage nach der Operation verstorbenen Patienten stellte sich nach Injektion von Luft in virtueller Endoskopie dar (Abb. 34a). Die Morphologie ließ auf eine biologische Klappenprothese schließen. Eine durch die Aortotomie entstandene Nahtstelle war ebenfalls zu erkennen, wobei ein Luftaustritt in virtueller Endoskopie und Schnittbildansicht nicht zur Darstellung kam. Die Naht ließ demnach keine Luft passieren. Diese Beobachtungen wurden durch eine Sektion bestätigt (Abb. 34b).

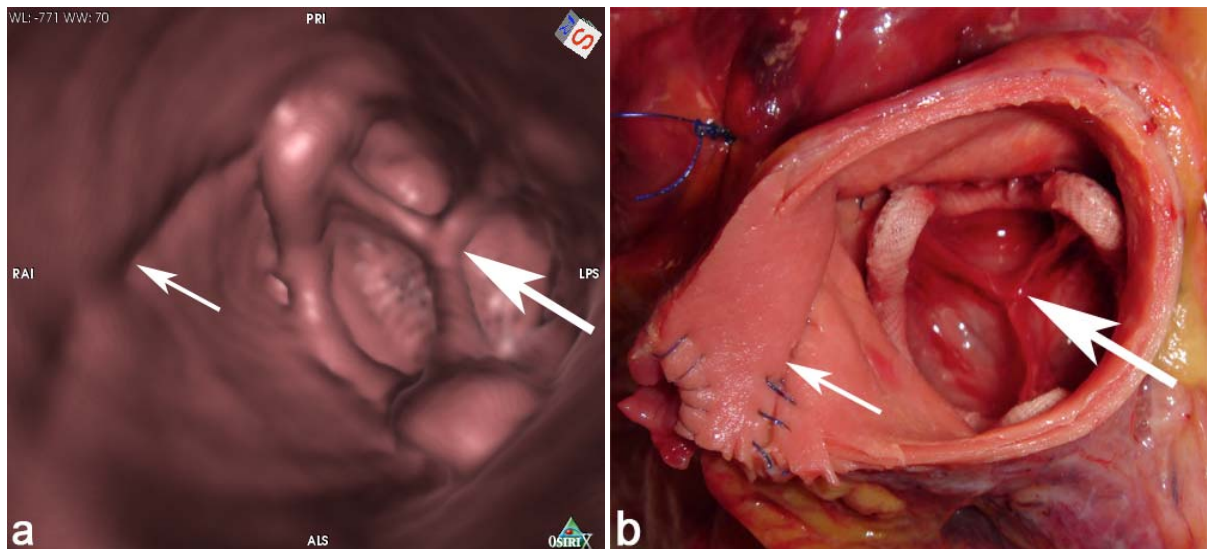


Abb. 34a und b: Aortenklappenprothese

a: Biologischer Aortenklappenersatz (↔) und Nahtstelle in der Aorta (→);
intraaortale virtuelle Endoskopie mit Aufsicht aus der Aorta ascendens.

b: Biologischer Aortenklappenersatz (↔) und Nahtstelle in der Aorta (→);
Photographie des Sektionsbefundes.

Die Lumina von **Stents in den Koronararterien**, sowohl der rechten (Abb. 35a und c) wie auch der linken (Abb. 35b und d) desselben Herzens, ließen sich mit virtueller Endoskopie nach Injektion von Luft darstellen. Dabei zeigte sich eine polygonale Form des Lumens, die auf die Struktur der aus netzartig geformtem Metall gefertigten Stents zurückzuführen ist. Eine Einengung und ein Verschluß ließen sich ausschließen. Eine Untersuchung der Stents während der Sektion bestätigte diese Beobachtungen.

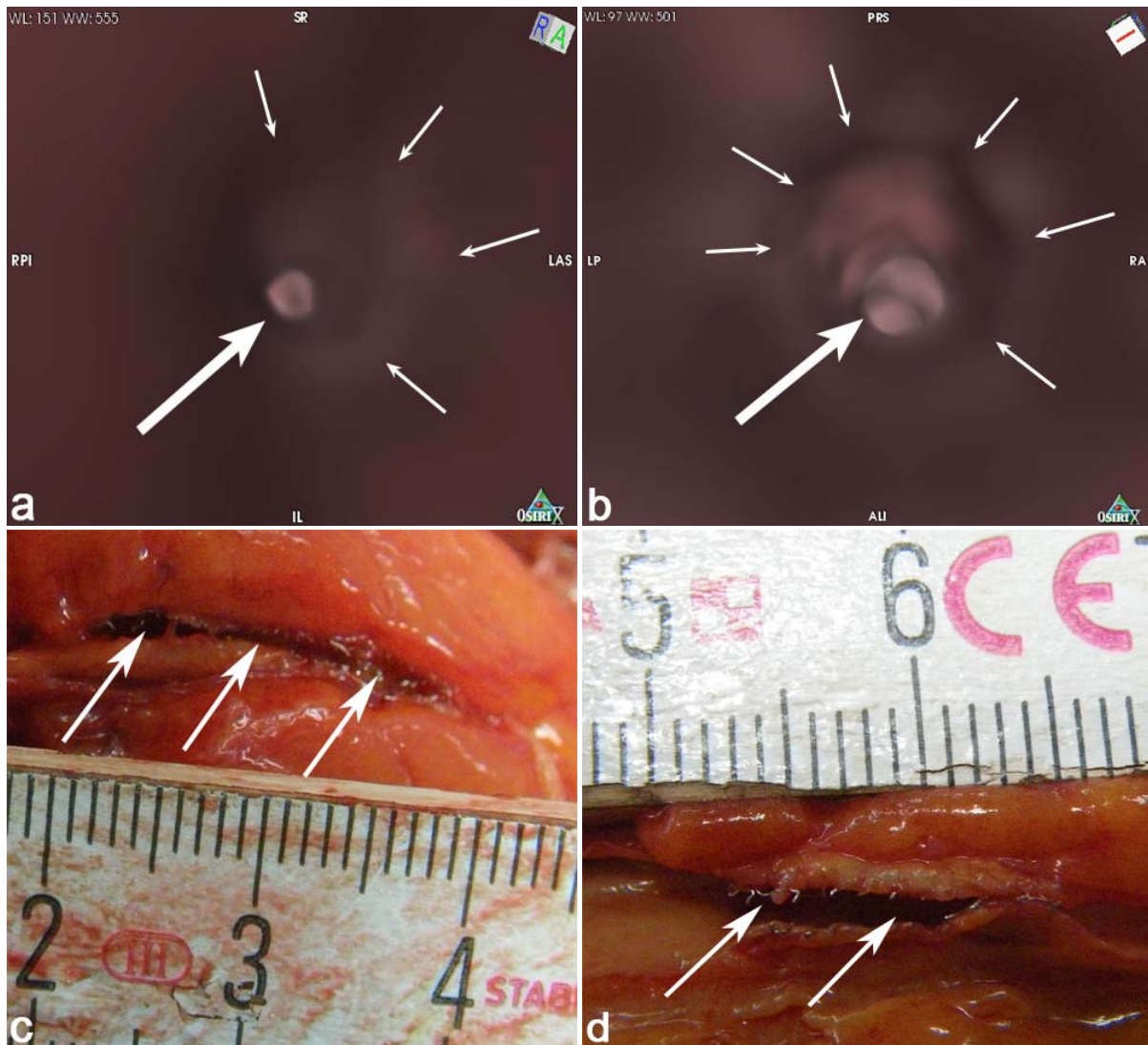


Abb. 35a - d: Koronararterien, Lumen

a: Freies Lumen im Stent der linken Koronararterie (→) mit polygonal erscheinender Wand (→); intrakoronare virtuelle Endoskopie mit Blick in Flussrichtung.

b: Freies Lumen im Stent der rechten Koronararterie (→) mit polygonal erscheinender Wand (→); intrakoronare virtuelle Endoskopie mit Blick in Flussrichtung.

c: Freies Lumen im Stent der linken Koronararterie (→); Photographie des Sektionsbefundes.

d: Freies Lumen im Stent der rechten Koronararterie (→); Photographie des Sektionsbefundes.

Eine **Einengung eines Bypasses** durch eine Sternalcerclage in Nähe des Brustbeines zeigte sich bei virtueller Endoskopie nach Injektion von Luft (Abb. 36a). Die axiale Schnittbildansicht zeigte, dass dorsale Anteile der Sternalcerclage die Wand des Bypasses, der eine Verbindung von Aorta und Ramus circumflexus der rechten Koronararterie schuf, in das Lumen vorwölbten und somit eine Enge entstand (Abb. 36b).

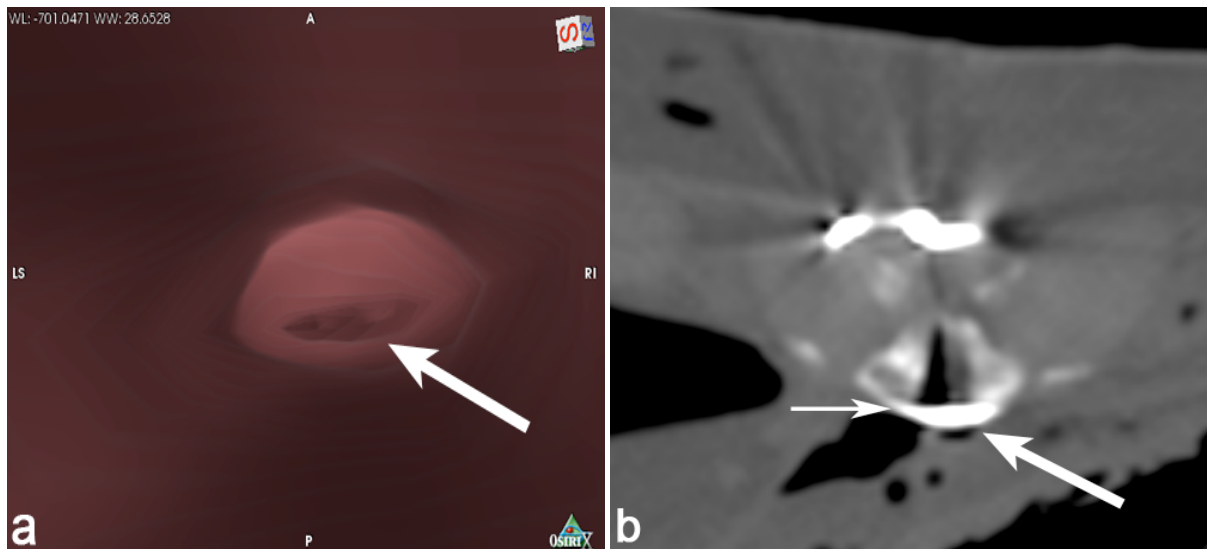


Abb. 36a und b: Aortokoronarer Bypass

a: Eingegengtes Bypasslumen (→); intravasale virtuelle Endoskopie mit Blick in Flussrichtung.

b: Bypasslumen (→), eingegengt durch Sternalcerclage (→); axiales CT-Schnittbild des Thorax.

Der Stichkanal und die Nadel, die für eine Injektion von Luft in die linke Herzkammer geschoben wurde, konnten in virtueller Endoskopie abgebildet werden (Abb. 37a und b). Die von ventral kommende Kanüle hatte den Stichkanal bei der Punktion der linken Kammer in der gegenüberliegenden, dorsalen Ventrikelwand erzeugt, da sie über das Lumen der Kammer hinaus geschoben wurde.

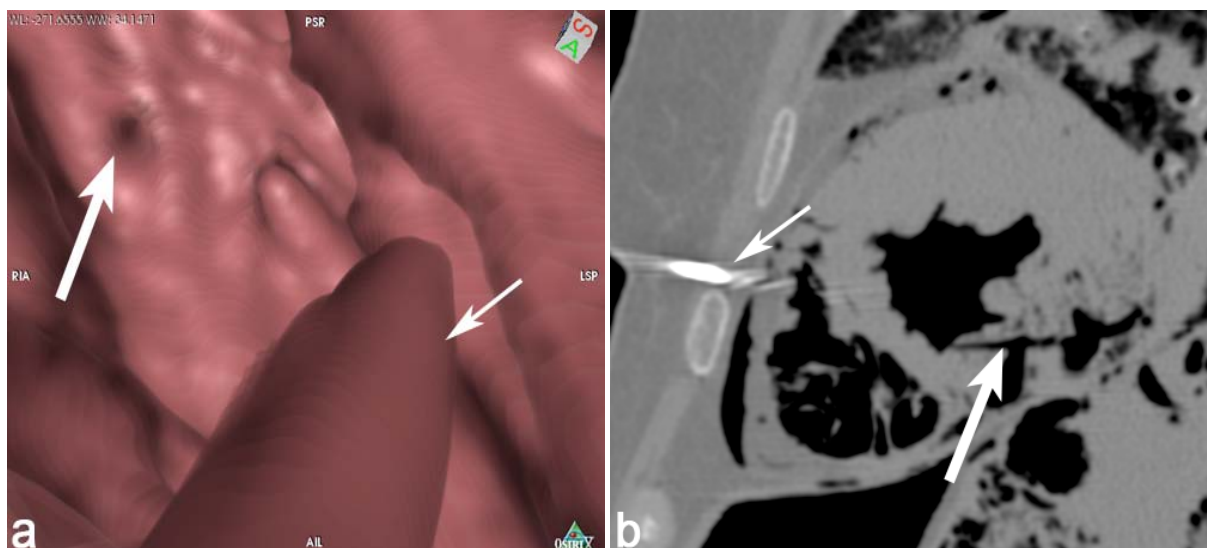


Abb. 37a und b: Stichkanal im linken Herzen

a: Stichkanal in der dorsalen Herzwand (→) und Kanüle (→); intraventrikuläre virtuelle Endoskopie.

b: Stichkanal in der dorsalen Herzwand (→) und Kanüle (→); sagittales CT-Schnittbild des Thorax.

Ein Papillarmuskel mit einem Durchmesser von unter 1 mm ließ sich mit virtueller Endoskopie darstellen (Abb. 38a). Der Durchmesser des zur Mitralklappe gehörenden Papillarmuskels wurde durch Messungen in einer multiplanaren Rekonstruktion bestimmt (Abb. 38b). Die CT-Untersuchung war nach Injektion von Luft über einen Katheter in der Aorta ascendens mit einer Schichtdicke von 0,6 mm und einem Pitch von 0,3 mm erstellt worden.

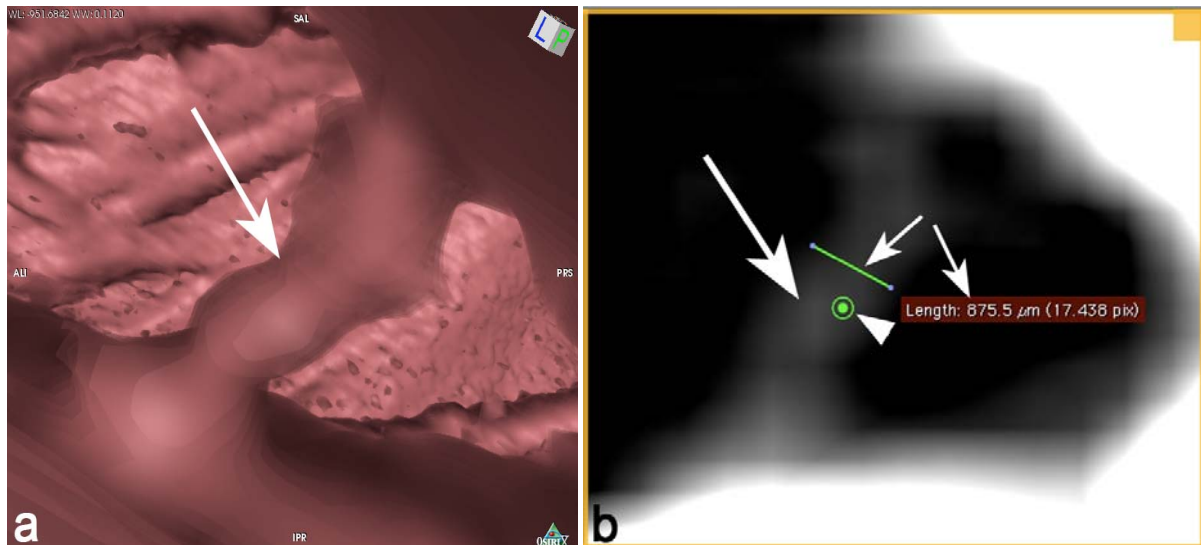


Abb. 38a und b: Papillarmuskel

a: Papillarmuskel (➔) mit einem Durchmesser von weniger als 1 mm, in der linken Herzkammer; intraventrikuläre virtuelle Endoskopie.

b: Papillarmuskel (➔) in der linken Herzkammer, Linie zur Messung mit errechnetem Ergebnis (➔) und Markierungspunkt zur Identifikation (▶); oblique multiplanare Rekonstruktion.

Ein Defibrillator und seine Elektrodenkatheter zeigten sich bei virtueller Endoskopie eines Verstorbenen nach Injektion von Luft. Die Elektrodenkatheter liefen von der linken Vena subclavia über die Vena cava superior in den rechten Vorhof, in dessen Wand einer der Elektrodenkatheter endete. Der andere Elektrodenkatheter endete in der Wand der rechten Herzkammer.

In der Aufsicht ist der Elektrodenkatheter in der Kammerwand im Bereich des Septums deutlich sichtbar, ein Durchdringen des Myokards wurde angenommen (Abb. 39a und b). Das Eindringen von Luft in den Pleuraspalt bei der Luftgabe in das Gefäßsystem wurde als Luftübertritt an dieser Stelle gedeutet. Die hierdurch resultierende Verdrängung der Lunge nach dorsal ermöglichte eine intrathorakale virtuelle Endoskopie des Herzens. Die linke Arteria thoracica interna konnte dargestellt werden (Abb. 39c).

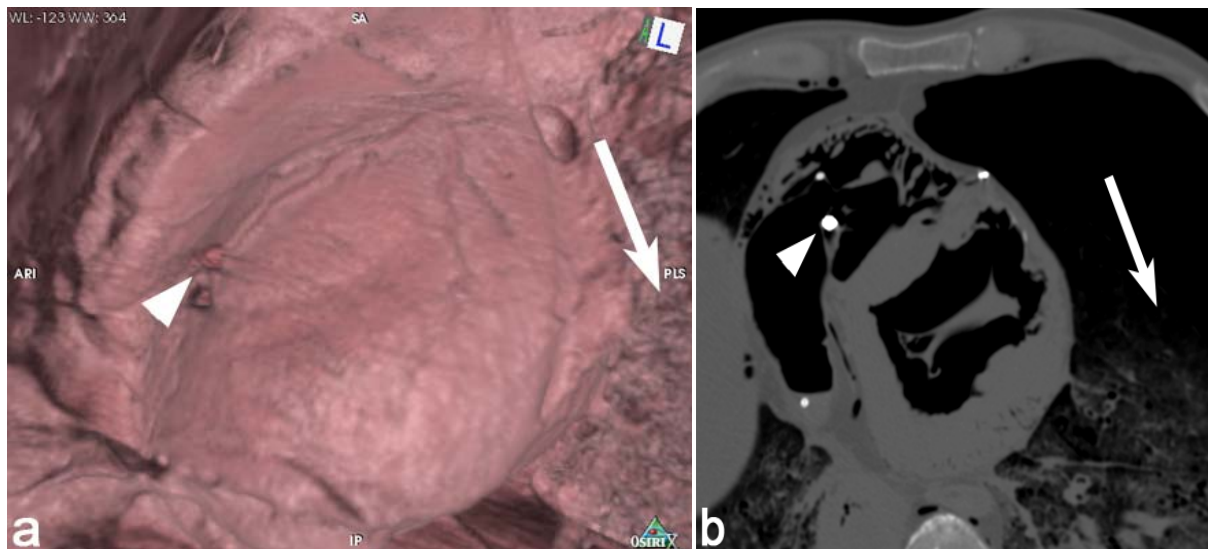


Abb. 39a und b: Elektrodenkatheter im rechten Herzen

a: Elektrodenkatheter in der rechten Herzwand (►), kollabierte linke Lunge (→); intrathorakale virtuelle Endoskopie mit Aufsicht auf das Herz von vorne links.

b: Elektrodenkatheter in der rechten Herzwand (►), kollabierte linke Lunge (→); axiales CT-Schnittbild.

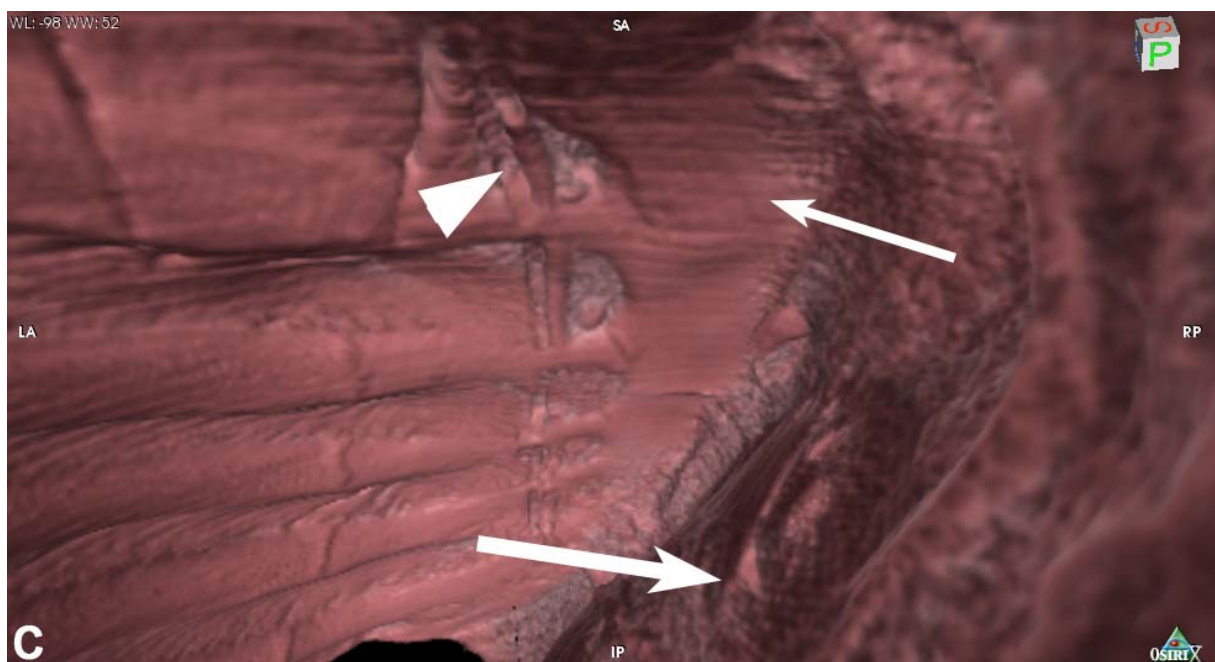


Abb. 39c: Thoraxwand mit Arteria thoracica interna

Arteria thoracica interna (►) und Mediastinum (→), das Sternum (→) befindet sich annähernd in der Mitte; intrathorakale virtuelle Endoskopie mit Aufsicht auf die Rückwand des vorderen Thorax.

Eine Verwachsung eines Papillarmuskels des septalen Segels der Trikuspidalklappe mit einem Elektrodenkatheter des Defibrillators fand sich in der rechten Herzkammer (Abb. 39d und e).

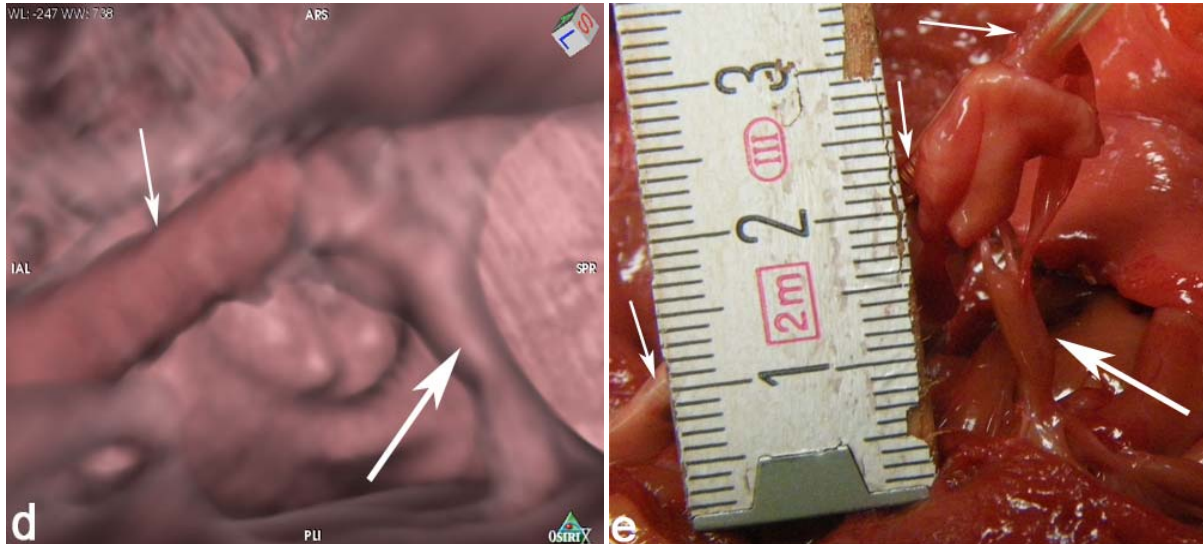


Abb. 39d und e: Verwachsung von Papillarmuskel und Elektrodenkatheter

d: Der Papillarmuskel (→) zeigt eine bauchige Konfiguration, der Elektrodenkatheter (→) stellt sich mit gleichbleibendem Durchmesser dar; intraventrikuläre virtuelle Endoskopie.

e: Papillarmuskel des septalen Segels der Trikuspidalklappe (→), verwachsen mit einem Elektrodenkatheter (→); Photographie des Sektionsbefundes.

Für die **Suffizienz einer Aortenklappe** spricht, dass ein rechter Ventrikel nach einer Injektion von Luft über einen im Aortenbogen mündenden Katheter eine Füllung mit Luft aufwies, der linke Ventrikel jedoch ungefüllt blieb (Abb. 40). Diese Beobachtung spricht für eine Suffizienz und gegen eine Insuffizienz der Aortenklappe.

Die Analyse der Luftverteilung im Ganzkörper-CT machte wahrscheinlich, dass die Luft über das kapillare Stromgebiet in den rechten Ventrikel gelangt war.

Eine **Herzdruckmassage** von 100 Stößen wurde durchgeführt, um eine Luftfüllung des linken Ventrikels zu erreichen. Diese erfolgte in Rechtsseitenlage, damit die Ausflußrichtung des Blutes durch die Aortenklappe der Schwerkraft entsprach und der linke Ventrikel sich oberhalb der Klappenebene befand. Nach der Herzdruckmassage wurden über einen in der Aorta ascendens mündenden Katheter weitere 500 ml Luft injiziert. In der anschließend durchgeführten Computertomographie stellte sich der linke Ventrikel mit Luft gefüllt dar und eine Untersuchung mit virtueller Endoskopie wurde möglich.

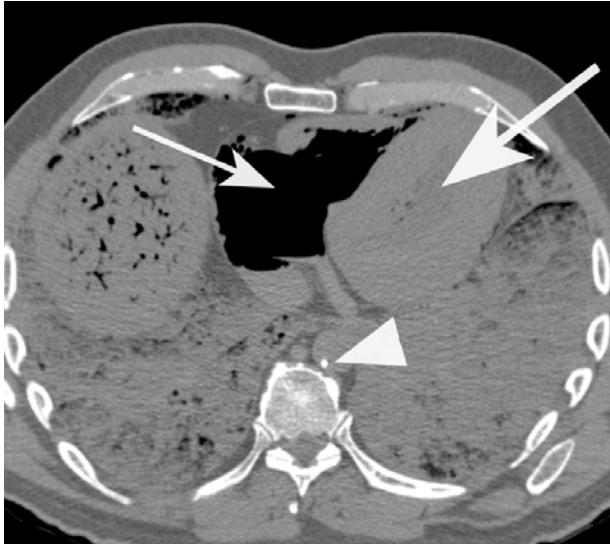


Abb. 40: Keine Luftfüllung der linken Kammer
Mit Luft gefüllte rechte Kammer (→), die linke Kammer enthält keine Luft (→), Katheter in der Aorta (▶); axiales Schnittbild des Thorax.

Eine **Myokardhypertrophie** konnte nach einer Injektion von Luft dargestellt werden. Im nativen Thorax-CT eines Verstorbenen, der mit Verdacht auf Herzversagen untersucht wurde, ließen sich keine pathologischen kardialen Befunde feststellen. Nach der Injektion von Luft zeigte sich jedoch eine Wandstärke des linken Herzmuskels von 2 cm, gemessen unterhalb des hinteren Mitralsegels (Abb. 41); eine nicht pathologische Wandstärke mißt 1,2 – 1,5 cm (Remmele 1999). In virtueller Endoskopie stellten sich die Koronargefäße mit engem Lumen dar und der LAD zeigte 5 cm nach Abgang von der Aorta eine unvollständige Füllung mit Luft. Die Sektion bestätigte eine linksführende Herzvergrößerung mit einem Herzgewicht von 510 g, wobei das errechnete Normgewicht des Herzens von 442 g des präadipösen Verstorbenen um 68 g überschritten wurde (Remmele 1999). Außerdem bestätigt wurden lichtungseinengende bis lichtungsverschliessende Koronarsklerosen in allen drei Ästen der insgesamt eher dünnlumig angelegten Koronararterien und eine Koronarthrombose 5 cm nach Abgang im LAD.

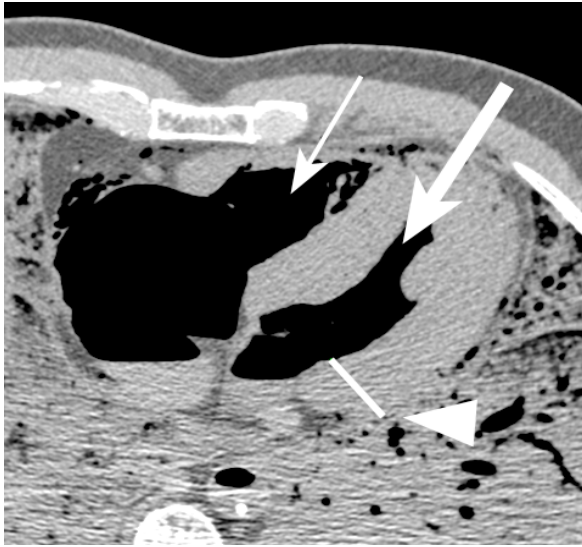


Abb. 41: Myokardhypertrophie

Messung der hypertrophen Wand des linken Ventrikels (▶-), nach Herzdruckmassage mit Luft gefüllter linker Ventrikel (➔), rechter Ventrikel (➔); axiales Schnittbild des Thorax.

Eine Stenose der linken Arteria carotis communis im Bereich der Karotisgabel ließ sich nach Luftinjektion post mortem mit virtueller Endoskopie darstellen (Abb. 42b - d). Beide Arteriae carotis communes zeigten Kalzifikationen in diesem Bereich, wobei diese linksseitig stärker ausgeprägt waren (Abb. 42b). Der Verstorbene hatte bei bekanntem Diabetes mellitus Typ 2 mehrere linksseitige zerebrale Insulte im Bereich der Basalganglien erlitten, dies wurde durch eine Autopsie bestätigt. Die Kombination der linksseitigen Karotisstenose mit den linksseitigen Infarkten macht wahrscheinlich, dass ein ursächlicher Zusammenhang besteht.

Ein Füllungsdefekt der Arteriae cerebri mediales war auf beiden Seiten zu beobachten, links war er größer als rechts (Abb. 42a). Dieser Gefäßverschluß kann ein gestreuter Embolus aus dem Gebiet der Karotisstenose sein. Möglich wäre auch, dass es bei einem Blutdruckabfall aufgrund der Karotisstenose zu einer Minderversorgung mit nachfolgenden Infarkten kam.

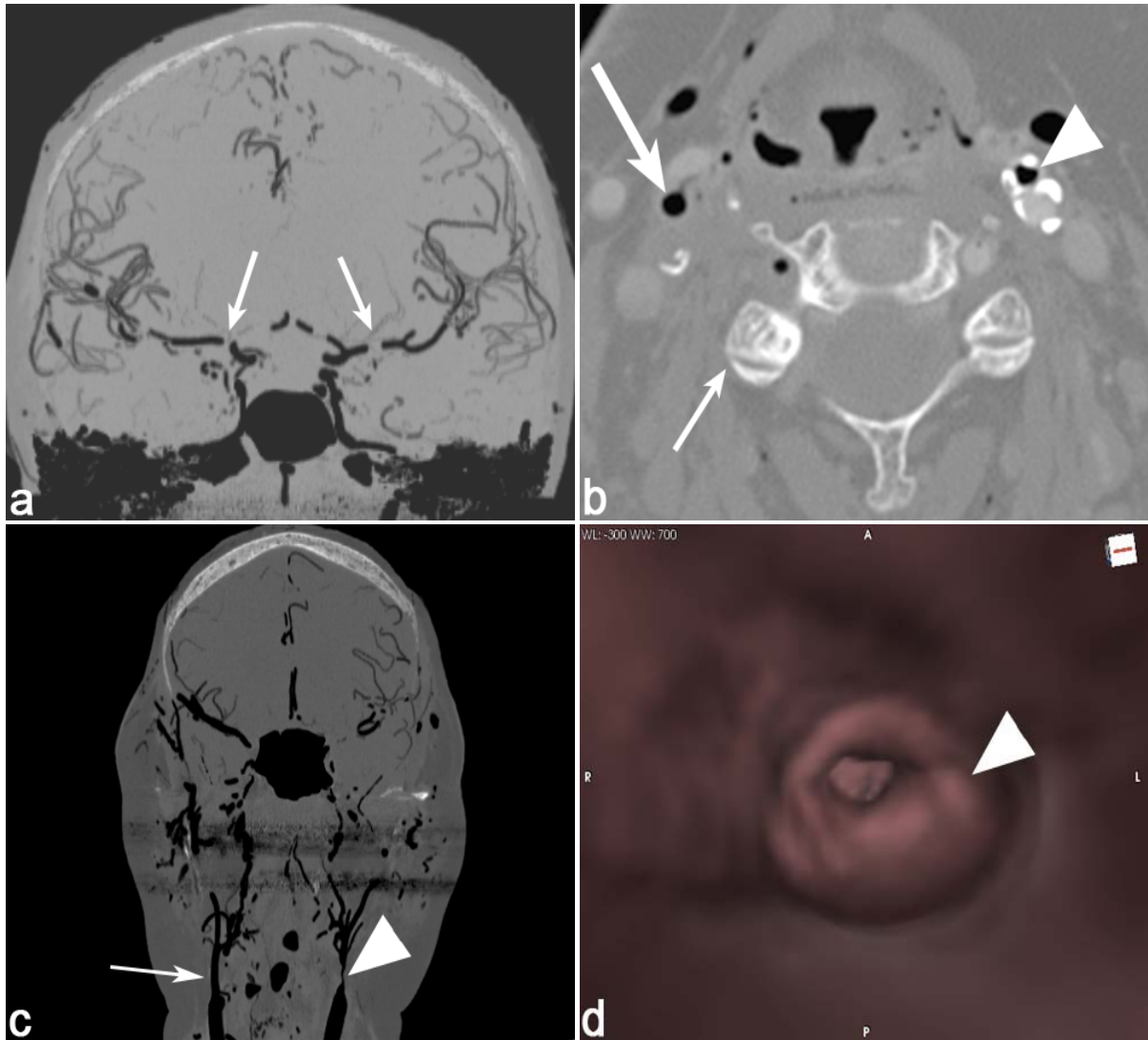


Abb. 42a: Arteriae cerebri mediales; Abb. 42b-d: Karotisstenose

a: Unterbrechung der Luftfüllung der Arteriae cerebri mediales (→);
coronales MinIP-Schnittbild von Kopf und Hals.

b: Kalzifikationen der linken Arteria carotis communis (▶), linksseitig sind keine Kalzifikationen zu erkennen (→), das Gelenk von 3. und 4. Halswirbel ist dargestellt (→); axiales Schnittbild der Halsregion.

c: Engstelle der linken Arteria carotis communis im Bereich der Karotisgabel (▶), auf der Gegenseite geringer ausgeprägt (→); coronales MinIP-Schnittbild von Kopf und Hals.

d: Engstelle der linken Arteria carotis communis im Bereich der Karotisgabel (▶);
intravasale virtuelle Endoskopie mit Blick in Flussrichtung.

Der **Ausschluß einer Lungenembolie** gelang mit virtueller Endoskopie nach einer Injektion von Luft. Ein Verstorbener wurde mit dem Verdacht auf eine Lungenembolie im CT untersucht. Im computertomographischen Nativbild konnte keine Aussage über einen Verschuß der Pulmonalarterien getroffen werden. Daraufhin wurden 1500ml Luft über einen vorhandenen venösen Zugang auf der linken Halsseite injiziert und ein weiteres Thorax-CT angefertigt. Das Lumen der Pulmonalarterien war in virtueller Endoskopie nicht verlegt, eine Lungenembolie ließ sich ausschließen (Abb. 43a und b). Eine Obduktion bestätigte diese Beobachtung. Der zusätzliche Zeitaufwand für die Injektion von Luft, Erstellung des Thorax-CT und Untersuchung mit virtueller Endoskopie betrug 10 Minuten.

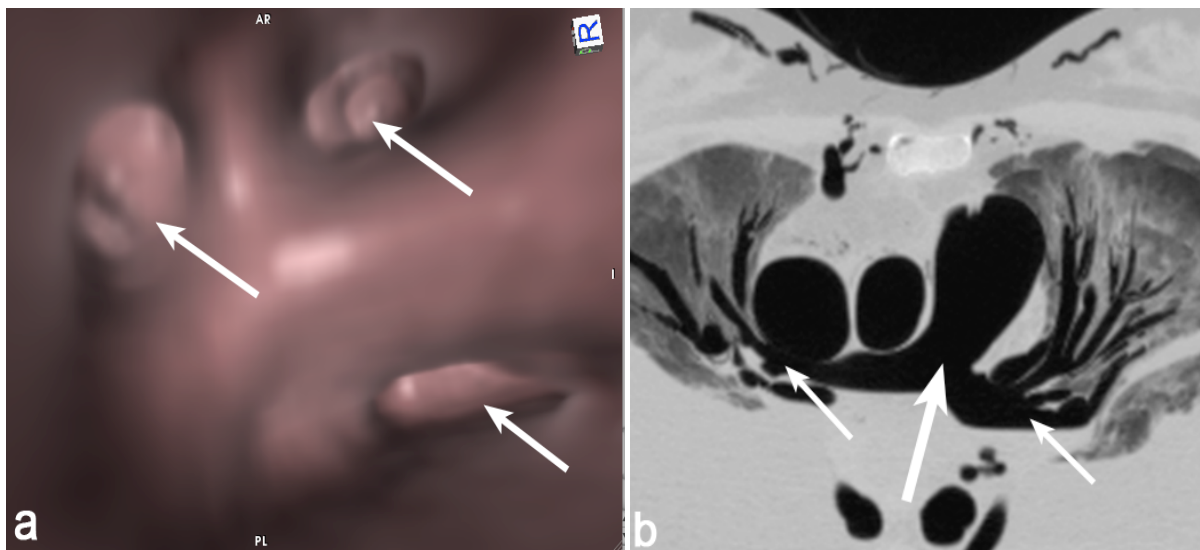


Abb. 43a und b: Pulmonalarterien, Lumen

a: Freie Lumina der Abgänge der linken Pulmonalarterie (→);
intravasale virtuelle Endoskopie mit Blick in Flussrichtung.

b: Freie Lumina des Pulmonalarterien-Hauptstamms (→) und der Abgänge der Pulmonalarterien (→); axiales MinIP-Schnittbild des Thorax.

Emboli in beiden Pulmonalarterien zeigten sich in virtueller Endoskopie nach Injektion von 3000 ml Luft über einen Katheter (Abb. 44a - d). Die Unterscheidung gegenüber ausgefallenem Blut (Abb. 45) war anhand der Morphologie möglich. Ausgefallenes Blut läuft zumeist als Strang an der dorsalen Gefäßwand entlang: Dieser Umstand ist durch die in der Rechtsmedizin übliche Lagerung auf dem Rücken bedingt; ausgefallenes Blut sedimentiert der Schwerkraft entsprechend nach unten.

Die gefundenen Emboli zeigten sich als Pfropfen, welche sich in die Gefäße vorwölben und entsprechen der Darstellung von Emboli im CT und bei der Pulmonalisangiographie beim Lebenden. Bei der darauffolgenden intravasalen Injektion von 700 ml Kontrastmittel stellten

sich die Emboli als längliche Aussparungen der Kontrastmittelfüllung im Gefäß dar und zeigten eine periphere Begrenzung (Abb. 44c). Die Beobachtung wurde durch eine Sektion bestätigt (Abb. 44d).

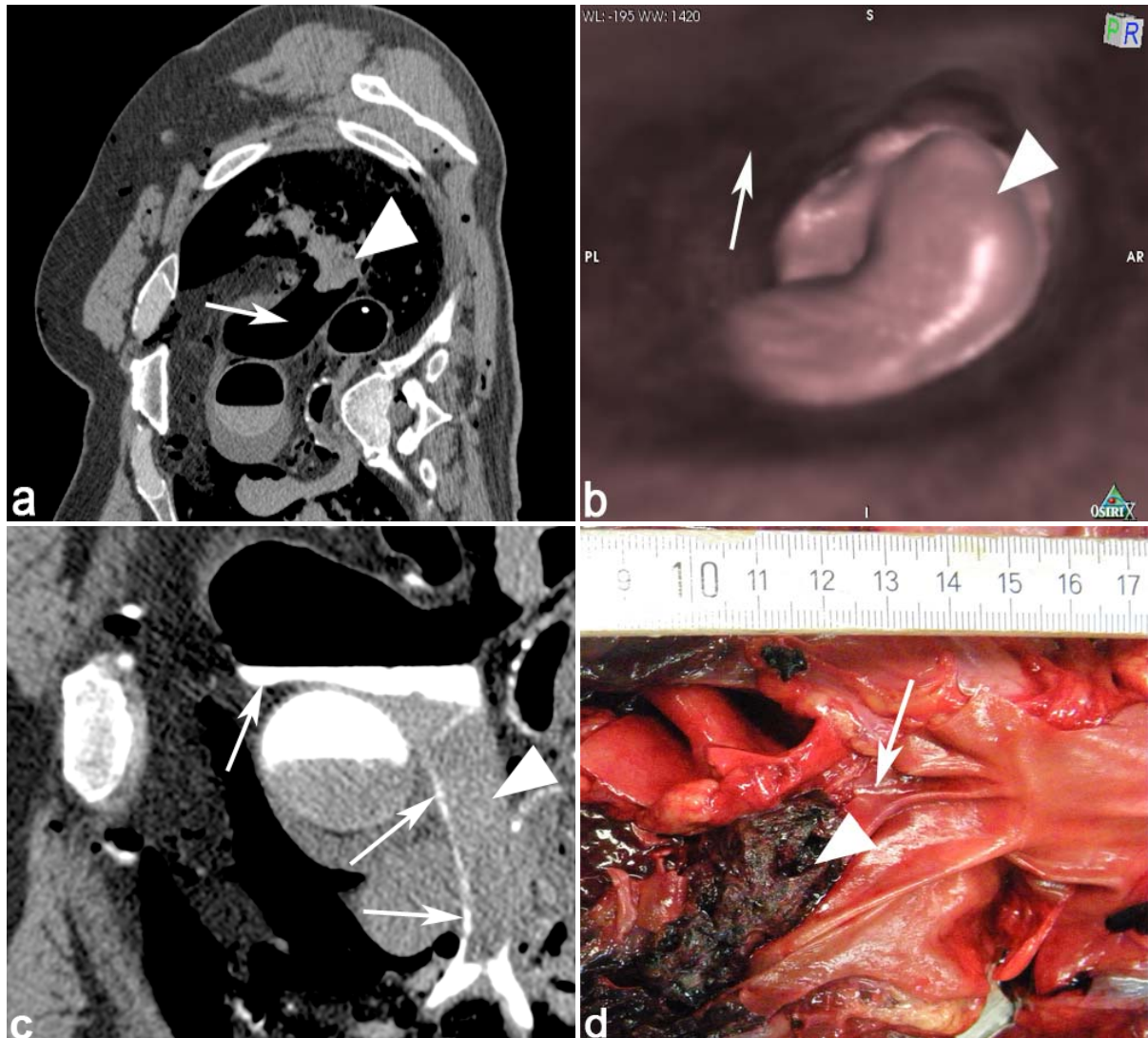


Abb. 44a-d: Emboli in den Pulmonalarterien

a: Embolus (►) in der linken Pulmonalarterie (→); Axiales Schnittbild in Rechtsseitenlage.

b: Embolus (►) in der linken Pulmonalarterie (→);
intravasale virtuelle Endoskopie mit Blick in Flussrichtung.

c: Embolus (►) in der rechten Pulmonalarterie, Kontrastmittel im Pulmonalarterienstamm und
periembolisch (→) ; coronales Schnittbild in Rechtsseitenlage.

d: Embolus (►) in der linken Pulmonalarterie (→); Photographie des Sektionsbefundes.

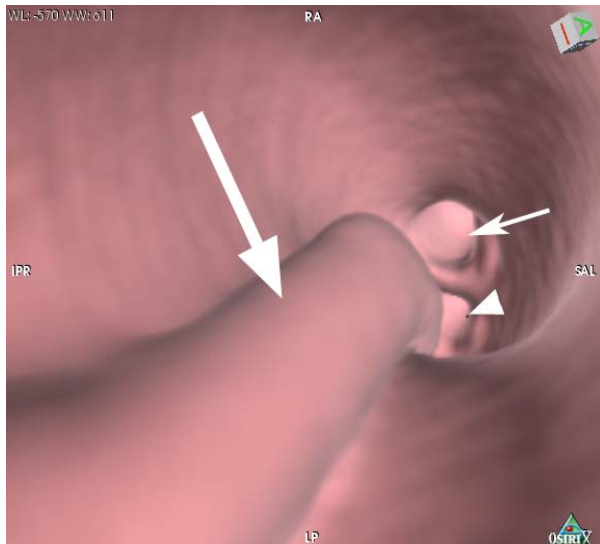


Abb. 45: Zum Vergleich: Ausgefallenes Blut

Ausgefallenes Blut (➔), der dorsalen Aortenwand anliegend, im Hintergrund die abgehende Arteria subclavia sinistra (➔) und die Arteria carotis communis sinistra (▶); intraaortale virtuelle Endoskopie mit Blick entgegen der Flussrichtung.

Gefäße der Halsregion, von Thorax und Abdomen sowie das Herz ließen sich in coronalen MinIP-Schnittbildern darstellen (Abb. 46). 5500 ml Luft waren über einen Zeitraum von 3 Stunden in die Aorta ascendens injiziert worden. Die Computertomographie von Thorax und Abdomen war mit einer Schichtdicke von 3,2 und einem Pitch von 1,6 mm erstellt worden. Eine virtuelle Endoskopie von mit Luft gefüllten Strukturen, deren Lumen über 2 mm betrug, war möglich.



Abb. 46: Pneumoangiogramm

Luftfüllung von Herz, Gefäßen der Halsregion, Thorax und Abdomen; corionales MinIP-Schnittbild.

Die **Lokalisation einer Gefäßverletzung** konnte über das Austreten von injizierter Luft bestimmt werden. Bei der Injektion in die rechte Arteria femoralis zeigte sich im Bereich des vorderen, linken Oberschenkels subkutan und interstitiell mehr Luft als auf der Seite der Injektion (Abb. 47). Die Luft entwich aus der linken Arteria femoralis, die im Rahmen der rechtsmedizinischen Diagnostik zur Blutentnahme punktiert worden war. Die Verteilung der Luft ermöglichte eine Lokalisation der Austrittsstelle.



Abb. 47: Gefäßverletzung

Luft, subkutan im linken, vorderen Oberschenkel (→); auf der Gegenseite der Schnitt für das Legen des Katheters (→) und der Katheter (▶); axiales Schnittbild durch das Becken auf Höhe der Femurköpfe.

Ein **Fremdkörper in der Trachea** eines 18 Monate alten Kleinkindes führte zum Tode unter Atemnot; Intubation und Koniotomie waren nicht erfolgreich. In virtueller Endoskopie zeigte sich ein Fremdkörper in der Trachea, der das Lumen verlegte (Abb. 48a - d). Durch eine Erhöhung des Dichtewertes zur Unterscheidung zwischen Lumen und Gewebe in virtueller Endoskopie wurde der Fremdkörper hervorgehoben und überlagerungsfrei sichtbar gemacht (Abb. 48a und b). Dabei werden Strukturen mit geringer Röntgendichte, wie Muskeln oder Gefäße, unterdrückt und röntgendichtere Strukturen, wie Knochen und der Fremdkörper, besser sichtbar. Der Fremdkörper stellte sich als flach und gewölbt dar, mit einem Durchmesser von ca. 1,3 cm. Bei der Sektion wurde ein Stück einer Haselnußschale im Bereich der Stimmlippen geborgen, welches das Lumen verlegte (Abb. 48d).

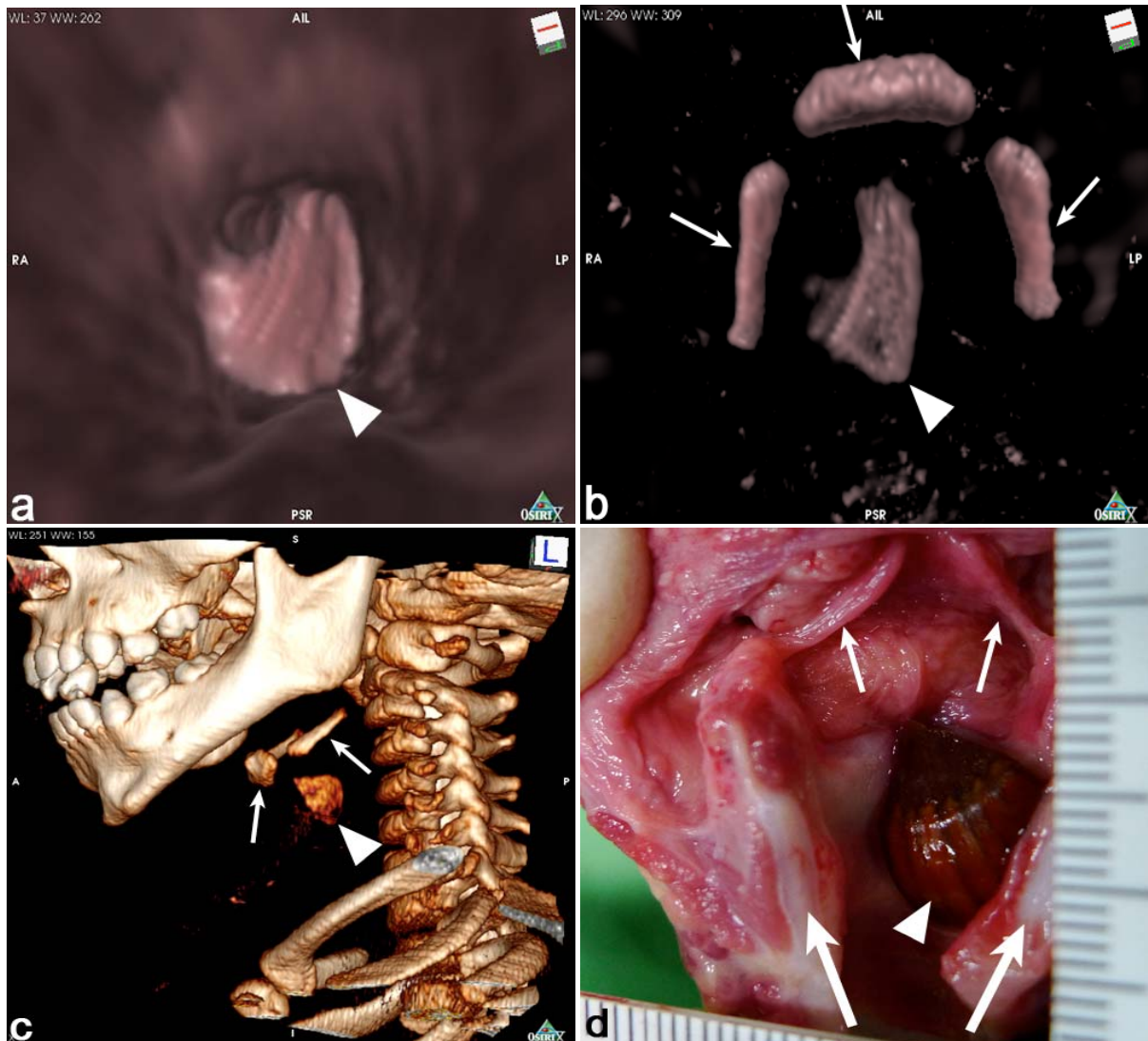


Abb. 48a - d: Aspirierter Fremdkörper

a: Fremdkörper (►), das Lumen der Trachea verlegend, der Dichtewert zur Darstellung von Strukturen beträgt 37 HU; virtuelle Endoskopie mit Blickrichtung nach cranial.

b: Durch eine Erhöhung des Dichtewertes auf 296 HU ist der Fremdkörper überlagerungsfrei sichtbar (►), dahinter die 3 Knochenkerne des Zungenbeins (→); virtuelle Endoskopie mit Blickrichtung nach cranial.

c: Der Fremdkörper (►) befindet sich caudal des Zungenbeins (→); Volumenbild der unteren Schädelanteile und des Halses mit Aufsicht von links.

d: Haselnußschale(►), Epiglottis (→) und Cartilago thyroidea (→); Photographie des Sektionsbefundes, Aufsicht von dorsal.

Organe des Abdomens konnten mit virtueller Endoskopie dargestellt werden, da sich in der Peritonealhöhle eines Verstorbenen eine große Menge Luft befand. Eine Volumenmessung anhand der CT-Untersuchung ergab ein Volumen von 11.300 ml. Mit einer Kanüle und einem Manometer wurde der Luftdruck im Abdomen gemessen: 2 Tage post mortem betrug er 28 mmHg. Als ursächlich stellte sich eine Perforation des Duodenums bei einer endoskopisch retrograden Cholangiopankreatikographie (ERCP) heraus (Abb. 49d). Während der Operation wurde Luft in den Magen-Darmtrakt gegeben, um diesen zu füllen und besser mit dem Endoskop darstellen zu können. Durch die Perforationsstelle war Luft in die Peritonealhöhle gelangt und nicht wieder entwichen. Der Tod trat aufgrund einer Kompression des Thorax ein (Abb. 49c), die zu einer Einflußstauung führte: Im Stirnbereich des Verstorbenen fanden sich Stauungsblutungen.

Durch den Luftdruck erweiterte sich die Peritonealhöhle; eine Darstellung der Bauchorgane mit virtueller Endoskopie war möglich (Abb. 49a und b).

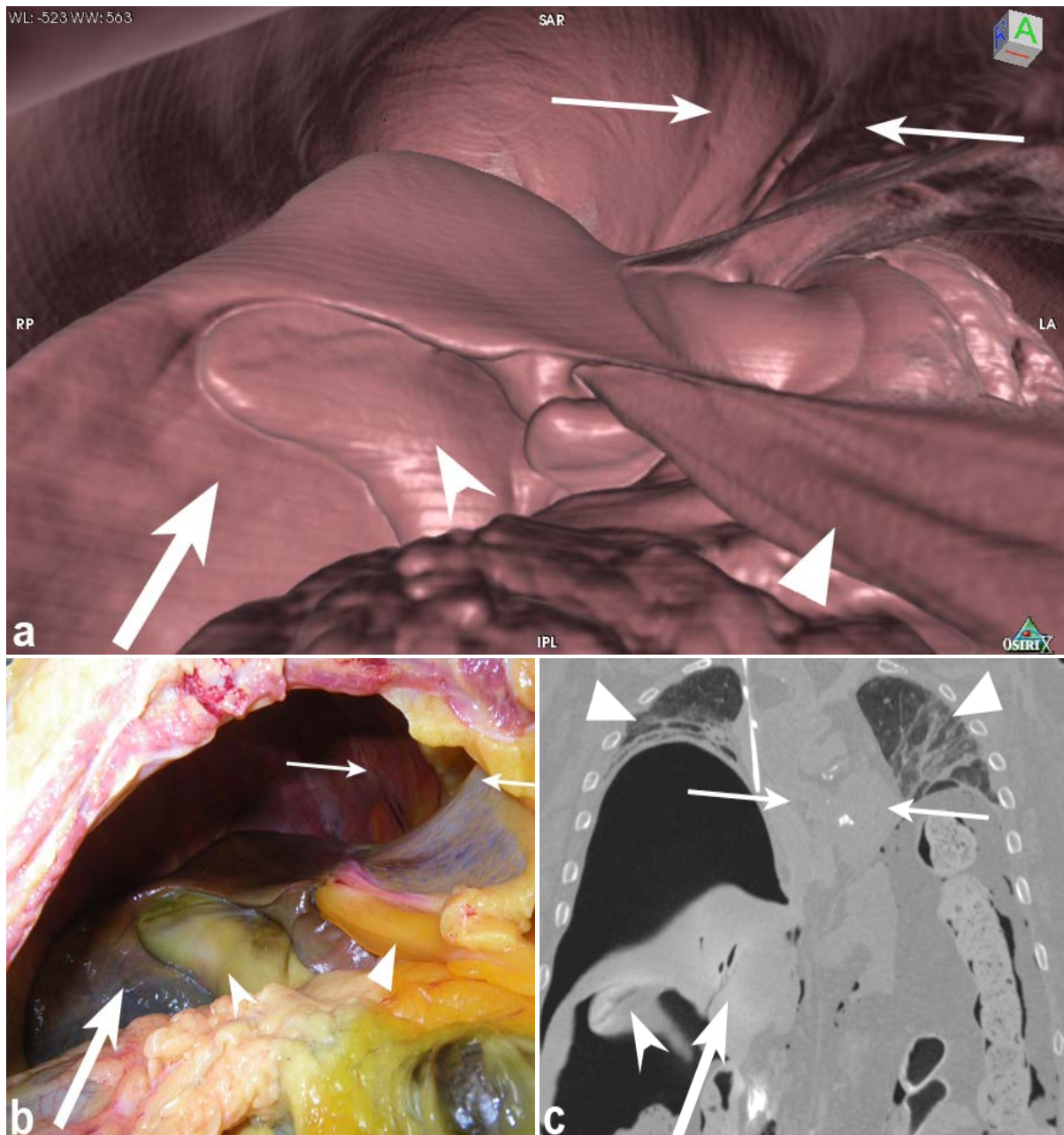


Abb. 49a - c: Luftgefülltes Abdomen und komprimierter Thorax

a: Leber (→), Gallenblase (▶) und Ligamentum teres hepatis (◆), im Hintergrund das komprimierte Mediastinum (→); virtuelle Endoskopie des Abdomens in fronto-kaudaler Blickrichtung.

b: Leber (→), Gallenblase (▶) und Ligamentum teres hepatis (◆), im Hintergrund das komprimierte Mediastinum (→); Photographie des Sektionsbefundes in fronto-kaudaler Blickrichtung.

c: Komprimierte Lungen (◆) und Mediastinum (→), darunter Leber (→) und Gallenblase; coronales Schnittbild des Thorax.

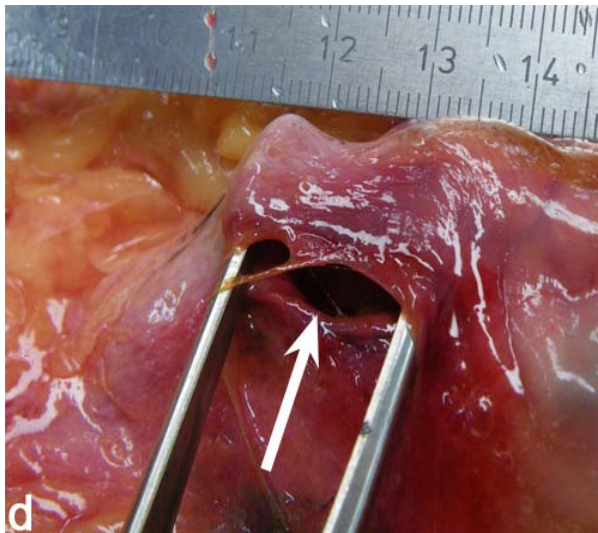


Abb. 49d: Perforation des Duodenum (→)
im Pars descendens duodeni;
Photographie des Sektionsbefundes.

4. Diskussion

Die Rechtsmedizin ist in Deutschland gegenwärtig ökonomischen Vorbehalten ausgesetzt. Die Anzahl der Sektionen ist rückläufig: Von der Staatsanwaltschaft werden weniger Sektionen angeordnet. Außerdem widersprechen immer häufiger Angehörige einer Sektion, sei es aus religiösen, ästhetischen oder anderen Beweggründen (Schwarze und Pawlitschko 2003). Weniger Sektionen bedeuten weniger Abgleichsmöglichkeiten mit ante mortem-Diagnosen sowie erschwerte Bedingungen für Forschung und Lehre.

Bei einer Sektion werden die Organe des Verstorbenen aus dem Körper entnommen und eröffnet. Eine Beurteilung ihres Zustandes in situ ist somit nicht mehr gegeben.

Eine CT-Untersuchung post mortem bietet sich als Ausweg an. Sie gestattet den Angehörigen Todesursachen zu erfahren, ohne einer Sektion zustimmen zu müssen. Außerdem ist ein Abgleich mit ante mortem gestellten Diagnosen möglich. Die Entwicklung von Technik und Anwendungsmöglichkeiten wird international von Forschungsgruppen vorangetrieben (Bolliger et al. 2008). Befunde von Organen können erstellt werden, ohne den Körper dafür zu eröffnen (Pomara et al. 2009). Die Preise für Computertomographen sinken (Bhattacharjee 2008). Die Aufbewahrung von CT-Untersuchungen ist unkompliziert – es wird ein digitales Speichermedium benötigt, wie z.B. eine externe Festplatte. Dieses gilt auch für Methoden, deren Grundlage CT-Datensätze sind, wie eine virtuelle Endoskopie. Eine Aufbewahrung von Verstorbenen oder Organen ist dagegen weitaus aufwändiger und kostenintensiver. Die gegenwärtige Entwicklung der forensischen Radiologie läßt erwarten, dass eine Zusatzqualifikation für post mortem Radiologie eingeführt wird (O'Donnell und Woodford 2008).

4.1 Virtuelle Endoskopie post mortem

Erkrankungen des Herzens sind die häufigste Todesursache in Deutschland und anderen Industrienationen. Erkrankungen des Herz-Kreislaufsystems waren bei 356.729 von 844.439 im Jahre 2008 in Deutschland Verstorbenen die Todesursache, dies entspricht 42% (Statistisches Bundesamt Deutschland 2010).

In seiner diagnostischen Aussagekraft bezüglich des Herzens ist das CT post mortem eingeschränkt: Blut und Herzbinnenstrukturen weisen eine ähnliche Röntgendichte auf und sind somit nicht eindeutig voneinander unterscheidbar. Wünschenswert ist ein Verfahren, das eine Darstellung von Herz und Gefäßen post mortem erlaubt und dabei einfach in der Anwendung ist.

Eine **virtuelle Endoskopie** nach Injektion von Luft, bei Füllung mit Fäulnisgasen oder bei Luftfüllung durch Traumata erlaubt in diesem Zusammenhang Aussagen über Herz und Gefäßsystem zu treffen. Virtuelle Endoskopie findet beim Lebenden in verschiedenen medizinischen Fachbereichen Anwendung, z.B. bei der virtuellen Koloskopie, zuerst praktiziert von Vining und Mitarbeitern (1994). Oder bei einer virtuellen Endoskopie von Gefäßen nach Kontrastmittelgabe (Louis et al. 2009). Autoren wie Grabherr und Mitarbeiter (2006) haben bei der Verwendung von Kontrastmitteln post mortem Vorarbeit geleistet und gezeigt, dass eine Angiographie post mortem realisierbar ist.

Dass sich mit virtueller Endoskopie nach Injektion von Luft, Füllung mit Fäulnisgasen und Füllung mit Luft bei Embolie Strukturen des Herzens sichtbar machen lassen, die im CT post mortem ohne Injektion von Luft nicht oder nur eingeschränkt sichtbar sind, wurde durch die eigene Arbeit gezeigt. Als Beispiel sei Abb. 32c (Foramen ovale und atrio-ventrikulärer Septumdefekt) angeführt.

Virtuelle Endoskopie post mortem eignet sich durch die dreidimensionale Darstellung zur Wiedergabe komplexer Strukturen wie die der Herzbinnenräume. Bei der Untersuchung von Organen mit virtueller Endoskopie werden diese in situ belassen und können somit in ihrer ursprünglichen Lage beurteilt werden. Werden diese Organe in CT-Schnittbildern dargestellt, verlangt eine Beurteilung ein hohes Maß an visuellem Abstraktionsvermögen: Für die Untersuchung einer länglichen Struktur in ihrer gesamten Länge muß hierbei die Ebene des Schnittbildes mit dem Verlauf der Struktur übereinstimmen. Bei einer Betrachtung mit virtueller Endoskopie post mortem ist dies nicht erforderlich, sie kann analog einer Endoskopie beim Lebenden durchgeführt werden. Die Betrachtung kann frei variiert werden, sodass die dreidimensional dargestellten Strukturen in ihrer gesamten Länge von verschiedenen Winkeln und Abständen aus untersucht werden können. Dabei ist eine Kontinuität der Betrachtung, ähnlich einem Video, möglich. Variationen von Einstellungen bieten zusätzliche Möglichkeiten zum Visualisieren und Identifizieren von Strukturen, wie z.B. eine Veränderung des Dichtewertes zur Darstellung von Strukturen (siehe Abb. 16b – d). Virtuelle Endoskopie post mortem bietet die Möglichkeit, anatomische Strukturen analog zu Darstellungsformen abzubilden, wie sie in der Medizin gebräuchlich sind. Dies kann z.B. genutzt werden, wenn einem Operateur sein Operationsgebiet in der Form gezeigt wird, in der er es bei seinem Eingriff sieht.

Darüber hinaus ist eine Untersuchung der Todesursachen mit Hilfe der CT-Daten auch Jahre nach einer Bestattung möglich, z.B., wenn neue Indizien eine erneute Untersuchung des Verstorbenen erfordern (Pomara et al. 2009).

Eine Unterscheidung zwischen Befunden, die vor der Sektion bestanden haben, und solchen, die durch die Sektion verursacht wurden, ist möglich. So konnten in der eigenen Arbeit Luftembolien gezeigt werden (Tab. 3), oder dass ein Kabelbruch einer Schrittmacherelektrode nicht durch die Präparation des Herzens im Rahmen der Sektion entstanden war, sondern schon zuvor bestand (Abb. 32i und j). Auch feine Strukturen, wie der intramurale Stichkanal einer Nadel (Abb. 37a) oder ein weniger als 1 mm im Durchschnitt messender Papillarmuskel (Abb. 38a) lassen sich darstellen.

Aortenklappen sind mit virtueller Endoskopie post mortem darstellbar. Dies gelang nach Injektion von Luft, bei Traumata mit Luftembolie und bei Füllung durch Fäulnisgase. Bei allen untersuchten Verstorbenen war dies in 74 % der virtuellen Endoskopien möglich. In der Gruppe der Verstorbenen mit einer Injektion von Luft wurden bei 96 % die Aortenklappen dargestellt (Abb. 14b). Teilweise kamen nicht die gesamten Klappen zur Darstellung. Durch eine bessere Füllung mit Luft ist dies behebbar. Somit bietet virtuelle Endoskopie post mortem nach Luftinjektion eine Möglichkeit, Aortenklappen zu untersuchen.

Kalzifikationen an Aortenklappen wurden bei 11 Verstorbenen gefunden. Durch eine Änderung des Dichtewertes zur Darstellung von Strukturen können röntgendichte Areale, wie z.B. Kalzifikationen, hervorgehoben und überlagerungsfrei sichtbar gemacht werden (Abb. 16b - d). Damit ist es möglich, das Ausmaß von Verkalkungen zu erfassen und einem Krankheitswert zuzuordnen. Zudem entsteht durch die Möglichkeiten zur Veränderung des Blickwinkels sowie der Dichtewerte eine Kontinuität der Betrachtung, wie sie einer „echten“ Endoskopie beim Lebenden entspricht.

Die **Umfänge der Aortenklappen** von 17 Verstorbenen wurden mit OsiriX am kaudalen und am apikalen Klappenpol gemessen. Während der folgenden Sektion wurden die Umfänge an den gleichen Stellen am eröffneten Herzen bestimmt. Die ermittelten Werte wurden miteinander verglichen. Die Vergleiche ergaben für den unteren Klappenpol eine Standardabweichung von 0,7 cm und für den oberen Klappenpol eine Standardabweichung von 0,9 cm. Beide Standardabweichungen sind demnach kleiner als 2 cm. Diese Ergebnisse belegen, dass eine Messung mit OsiriX nach Luftinjektion geeignet ist, Umfänge von Aortenklappen zu bestimmen.

Die bei einer Literaturrecherche gefundene umfassendste Untersuchung über die Umfänge von Aortenklappen post mortem wurde an den als gesund befundeten und in Formalin fixierten Herzen von 765 Verstorbenen durchgeführt (Kitzman et al. 1988). Dabei wurden die Umfänge der Aortenklappen im Bereich des Ansatzes der Taschen an die Aortenwand

gemessen. Bei der eigenen Arbeit reichte das Alter der Verstorbenen von 37 bis 82 Jahren, der Mittelwert betrug 64 Jahre. Bei den Messungen mit OsiriX ergab sich ein gemittelter Umfang von 7,5 cm am unteren Klappenpol. Am oberen Klappenpol ergab der Mittelwert für den Umfang 8 cm. Kitzmann und Mitarbeiter (1988) geben für dieses Durchschnittsalter einen mittleren Umfang von 7,3 cm bei Frauen und 8,1 cm bei Männern an. In der eigenen Arbeit wurden die Ergebnisse nicht nach Geschlechtern getrennt.

Der Vergleich mit der Arbeit von Kitzmann und Mitarbeitern (1988) belegt die Validität der eigenen Messungen mit Osirix. Diese Methode ist somit geeignet, die Umfänge von Aortenklappen für diagnostische Zwecke zu bestimmen. Weitere Arbeiten sind notwendig, um gemessene Werte physiologischen oder pathologischen Befunden zuordnen zu können.

Virtuelle Endoskopie ist geeignet, morphologisch-pathologische Befunde an Aortenklappen und benachbarten Strukturen zu erkennen. So konnten eine bikuspidale Aortenklappe (Abb. 32a), eine Ruptur der Aorta (Abb. 33a) und eine Aortenklappenprothese (Abb. 34a) mit virtueller Endoskopie diagnostiziert werden. Diese Funde wurden durch Sektionen bestätigt.

Mitralklappen lassen sich mit virtueller Endoskopie post mortem darstellen. Dies gelang nach Injektion von Luft, bei Traumata mit Luftembolie und bei Füllung durch Fäulnisgase. Nach Injektion von Luft waren bei 71% der untersuchten Herzen die Mitralklappen darstellbar. Teilweise wurden nicht die gesamten Klappen dargestellt. Durch eine bessere Füllung mit Luft kann dies behoben werden.

Kalzifikationen an Mitralklappen wurden bei 5 Verstorbenen gefunden. Sie können durch eine Änderung des Dichtwertes zur Darstellung hervorgehoben und überlagerungsfrei sichtbar gemacht werden (Abb. 19a - d). Damit ist es möglich, das Ausmaß von Verkalkungen zu erfassen und einem Krankheitswert zuzuordnen.

Die **Umfänge der Mitralklappen** von 17 Verstorbenen wurden mit OsiriX gemessen und während der darauffolgenden Sektion an der gleichen Stelle an den eröffneten Herzen bestimmt. Die ermittelten Werte wurden miteinander verglichen. Ein Vergleich der Werte aus den Messungen mit OsiriX und den Sektionsergebnissen ergab eine Standardabweichung von 1,6 cm, also kleiner als 2 cm. Diese Ergebnisse belegen, dass eine Messung mit OsiriX nach Luftinjektion geeignet ist, Umfänge von Mitralklappen zu bestimmen. Jedoch sollte nach Möglichkeiten geforscht werden, die Meßgenauigkeit zu erhöhen.

In der zuvor erwähnten Studie wurden an den mit Formalin fixierten Herzen von 765 Verstorbenen auch die Umfänge der Mitralklappen im Bereich des Ansatzes der Segel an die Herzwand gemessen (Kitzman et al. 1988). Bei der eigenen Arbeit reichte das Alter der

Verstorbenen von 38 bis 82 Jahren, der Mittelwert betrug 62 Jahre. Bei den Messungen mit OsiriX lag der gemittelte Umfang bei 11,4 cm. Kitzmann und Mitarbeiter (1988) geben für dieses Durchschnittsalter einen mittleren Umfang von 9,0 cm bei Frauen und 9,8 cm bei Männern an. In der eigenen Arbeit wurden die Ergebnisse nicht nach Geschlechtern getrennt. Zu diskutieren ist, ob die von Kitzmann und Mitarbeitern (1988) angewandte Fixierung der Herzen in Formalin zu einer Veränderung der Klappenumfänge geführt hat. Und ob sich diese eventuellen Veränderungen an Mitralklappen aufgrund des unterschiedlichen Aufbaus stärker ausgeprägt haben als an Aortenklappen. Der Vergleich mit der Arbeit von Kitzmann und Mitarbeitern (1988) zeigt, dass weitere Arbeiten notwendig sind, um gemessene Werte physiologischen oder pathologischen Befunden zuordnen zu können.

Als **morphologische Veränderungen** an Mitralklappen wurden Anzeichen für einen Mitralklappenprolaps (Abb. 20a), atypische Sehnenfäden (Abb. 32e), und ein durch die Mitralklappenebene reichender, kombinierter Defekt von Vorhof und Ventrikelseptum (Abb. 32c) gefunden. Zeichen einer Einblutung in einen Papillarmuskel wurden dargestellt (Abb. 21a - d). Diese Befunde wurden durch Sektionen bestätigt. Bei komplexen Erscheinungen wie dem Mitralklappenprolaps und der Einblutung werden weitere Arbeiten benötigt, um Diagnosen zuverlässig stellen zu können.

Lumina von **Koronararterien** können mit virtueller Endoskopie post mortem dargestellt werden können, wie die eigene Arbeit zeigt.

Kalzifikationen an den Wänden von Koronararterien, die bei 32 Verstorbenen gefunden wurden, sind aufgrund einer höheren Absorption von Röntgenstrahlen deutlich von kardialen Strukturen unterscheidbar (Abb. 22a – c). Diese Unterscheidung und ein Erkennen von Kalzifikationen bei einer Verwendung von röntgendichten Kontrastmitteln für eine virtuelle Endoskopie von Koronargefäßen beim Lebenden ist dann möglich, wenn sich die Kalzifikationen und das Kontrastmittel im Lumen in ihrer Absorption von Röntgenstrahlen ausreichend voneinander unterscheiden (Schroeder et al. 2002). Eine Beurteilung von Koronararterien mit virtueller Endoskopie ist möglich. Benötigt werden weitere Arbeiten, um pathologische Erscheinungen sicher von physiologischen unterscheiden zu können.

Foramina ovalia und Fossae ovals lassen sich mit virtueller Endoskopie post mortem darstellen. Diese Methode kann genutzt werden, um Operationsergebnisse, z.B. nach transseptalen Eingriffen, zu kontrollieren. Außerdem ist sie geeignet, das Herz auf Vorhof- und Ventrikelseptumdefekte hin zu untersuchen (siehe Abb. 32c).

Dass sich die Fossae ovales nur bei 27 der insgesamt 50 Untersuchten darstellen ließen, kann darauf zurückgeführt werden, dass nicht eine komplette Luftfüllung der Vorhöfe, sondern der Ventrikel Ziel der Injektion von Luft war. Die häufigste Ursache für nicht dargestellte Fossae ovales war Blut im Vorhof. Außerdem erwies sich die Darstellung einer Fossa ovalis als schwer, wenn sich Blut im anderen Vorhof befand. Bei vollständiger Luftfüllung der Vorhöfe – eventuell mit Anfertigung der CT-Untersuchung in Bauchlage, damit Blut aus den Vorhöfen in die Kammern fließen kann – ist zu erwarten, dass eine Darstellung der Fossae ovales mit virtueller Endoskopie regelmäßig möglich ist.

Verletzungen des Mediastinums können mit virtueller Endoskopie untersucht und z.B. Einrisse in die Herzwände diagnostiziert und lokalisiert werden (Abb. 25b und d).

Artefakte

Einige Artefakte bei der Betrachtung mit virtueller Endoskopie wurden beobachtet. Diese müssen erkannt werden, um eine eventuelle Fehlinterpretation zu verhindern.

Manipulationsartefakte in Form von durch die Injektion von Luft aufgeschäumtem Blut sind besonders hervorzuheben. Befinden sich die Luftblasen an einer Herzklappe, könnten sie als Folge einer **Endokarditis** fehlinterpretiert werden (Abb. 29a).

Druckunterschiede durch eine Injektion von Luft können das Erscheinungsbild von dünnen Strukturen wie Fossae ovales verändern. So kann eine Fossa ovalis, die vom Luftdruck in Richtung des rechten Herzens gewölbt wird, in einer Form imponieren, wie sie bei Betrachtung mit virtueller Endoskopie von rechten Vorhof aus erwartet wird (Abb. 29c). Auch eine Injektion von jodhaltigen Kontrastmitteln führt zu Druckunterschieden, die Formveränderungen an Gefäßen hervorrufen kann (Grabherr et al. 2006).

Rechenartefakte können Oberflächen geriffelt erscheinen lassen, wie die des zur Injektion von Luft verwendeten Katheters (Abb. 30a und b). Bei CT-Untersuchungen mit hoher Auflösung treten sie schwächer hervor.

Bei besonders dünnen Strukturen konnten netzförmige Muster beobachtet werden (Abb. 30c). Vergleiche mit Sektionen haben gezeigt, dass diese Muster nicht den Oberflächen der untersuchten Strukturen entsprechen. Zu diskutieren ist, ob die Muster auf die Rekonstruktion der Daten für die virtuelle Endoskopie durch den Rechner zurückzuführen sind oder den Strukturbeschaffenheiten unterhalb der Oberfläche entsprechen.

Ablaufartefakte können als Streifen imponieren, welche durch das Entweichen von Luft während Pausen bei der Erstellung einer hochauflösenden CT-Untersuchung entstanden sind (Abb. 31). Bei einer Verwendung von schnelleren Computertomographen sind sie nicht mehr zu erwarten, da das gesamte Herz ohne Pause zum Abkühlen des Computertomographen untersucht werden könnte.

Ein Vergleich mit einem anderen Computerprogramm für virtuelle Endoskopien der Firma Siemens zeigte keine qualitativen Vorteile des Programms in der bildlichen Darstellung von virtuellen Endoskopien gegenüber den für die eigene Arbeit mit OsiriX erstellten Abbildungen (Abb. 28a und b). Durch eine alternative Verwendung des kostenpflichtigen Programms von Siemens scheint somit kein Gewinn an diagnostischer Aussagekraft für virtuelle Endoskopien möglich.

Emboli in Pulmonalarterien sind durch Angiographien mit einem Computertomographen beim Lebenden diagnostizierbar (Hayashino et al. 2005). Dass eine Darstellung von Emboli in Pulmonalarterien mit virtueller Endoskopie am Lebenden nach Injektion von röntgendichten Kontrastmitteln möglich ist, wurde von Sun und Mitarbeitern (2010) gezeigt. Die eigene Arbeit belegt, dass virtuelle Endoskopie post mortem Diagnose oder Ausschluß von Emboli in Pulmonalarterien ermöglicht – in 10 Minuten (Abb. 43a und Abb. 44b).

Auch andere extrakardiale Befunde können mittels virtueller Endoskopie post mortem erhoben werden. Diese können Gefäße betreffen, wie eine Karotisstenose (Abb. 42d). Auch andere Körperregionen können untersucht werden, so z.B. eine Trachea auf Fremdkörper (Abb. 48a und b) oder die Organe des Abdomens bei Vorhandensein von Luft in der Peritonealhöhle (Abb. 49a).

4.2 Kontrastmittel

Eine Verwendung von Luft als Kontrastmittel für virtuelle Endoskopien post mortem ist vorteilhaft gegenüber dem Einsatz der in der klinischen Radiologie gebräuchlichen, röntgendichten Flüssigkeiten.

Ein Kontrastmittel muß die Visualisierung der abzubildenden Strukturen ermöglichen. Das ideale Kontrastmittel für Gefäßdarstellung im CT post mortem hat keine cytotoxischen Effekte und darf das Dargestellte nicht verändern.

Ein **Vergleich** von virtuellen Endoskopien nach Injektion von Luft mit virtuellen Endoskopien nach Injektion von röntgendichtem Kontrastmittel zeigte, dass bei Injektion von

röntgendichten Kontrastmitteln eine Beurteilung von Strukturen geringer Röntgendichte, wie Papillarsehnenfäden und Klappensegeln, aufgrund einer starken Artefaktbildung nicht ausreichend möglich war (Abb. 27a und b). Die Qualität der Darstellung erwies sich als schlechter als nach einer Injektion von Luft.

Die **Auswirkungen von röntgendichten Kontrastmitteln** auf den Körper können zellulär sein - cytotoxische Effekte von Kontrastmitteln an Endothelzellen des Lebenden sind in der klinischen Radiologie bekannt (Zinner und Gottlob 1959, Romano et al. 2008). Ebenso können kontrastmittelinduzierte Veränderungen das Organbild betreffen. So sind beim Lebenden Nephropathien als Komplikation bei der Nutzung von Kontrastmitteln gefürchtet (Pucelikova et al. 2008). Dabei liegt der Zeitraum des Kontaktes zwischen Kontrastmittel und Gefäßendothel im Bereich von Sekunden bis Minuten. Eine Injektion von röntgendichten Kontrastmitteln zur Gefäßdarstellung post mortem über Herz – Lungen – Maschinen ist zeitaufwändig. Eine Untersuchungsdauer von ungefähr 1 Stunde wird von Mangin aus der Arbeitsgruppe in Lausanne angegeben (Mangin 2010). Die eigenen Erfahrungen sprechen für einen Zeitraum von 20 – 30 Minuten als anzustrebende Größe. Daraus resultierende Schäden an den Gefäßwänden sollten genauer untersucht werden.

Zeichen einer Endotheltoxizität oder Veränderungen von Organen konnten bei einer Injektion von Luft nicht beobachtet werden. Der nach Injektion von Luft intravaskulär gemessene Druck von bis zu 25 mmHg läßt keine druckbedingten Gefäßdefekte in der arteriellen Strombahn erwarten, da sie an einen systolischen Blutdruck von mindestens 120 mmHg adaptiert ist. Bei langsamer Injektion von Luft betrug der Druck 50 mmHg, so daß auch während der Injektion nicht von einer Schädigung der Gefäße ausgegangen werden kann. Lediglich bei einem schnellen Injektionsvorgang wurden höhere Werte von bis zu 300 mmHg erreicht. Um eine Schädigung von Gefäßen zu vermeiden, sollte die Injektion von Luft langsam erfolgen. 2 Liter Luft, injiziert über einen Zeitraum von 4 Minuten, sind ausreichend, um Gefäßsystem und Herz darzustellen.

Die **Viskosität** einer von Jackowski und Mitarbeitern (2008) verwendeten Kontrastmittellösung wird mit 18 mPa/s bei 20°C angegeben. Luft besitzt bei 20°C eine Viskosität von ca. 0,019 mPa/s, ist also ca. 900 Mal weniger viskös (Lide 1993). Luft kann dadurch in kleinste Hohlräume gelangen. Diese Eigenschaft ist diagnostisch nutzbar. So

konnte gezeigt werden, dass eine Nahtstelle in der Aorta zur Implantation einer Aortenklappenprothese suffizient war, da Luft sie nicht passierte (Abb. 34a).

Die **Signalstärke** von Strukturen im CT wird von benachbarten Strukturen und Substanzen geschwächt. Die hohen radiologischen Dichtewerte von klinisch eingesetzten Kontrastmitteln können zu einer Artefaktbildung führen. Diese Artefaktbildungen können die Qualität einer virtuellen Endoskopie negativ beeinflussen (Sun et al. 2010). Bei einer Darstellung von Lungenembolien am Lebenden wurden 50% der von Sun et al. durchgeführten virtuellen Endoskopien der rechten Pulmonalarterie durch diese Artefaktbildung qualitativ beeinträchtigt, da die Wandstruktur der Gefäße verändert wiedergegeben wurde. Wie von Sun et al. berichtet, können diese Veränderungen eine Unterscheidung von Embolus und Gefäßwand erschweren. Bei der Verwendung von Luft am Institut für Rechtsmedizin sind keine Artefakte dieser Form aufgetreten.

Eine modifizierte **Herz–Lungen–Maschine** wird verwendet, um die in hochviskösen Substanzen gelösten Kontrastmittel im Körperkreislauf zu distribuieren (Flach et al. 2010). Der Einkaufspreis eines solchen Gerätes beträgt laut Hersteller mehrere 10.000 Euro. Bedient wird es von einem hierfür ausgebildeten Kardiotechniker (Grabherr et al. 2008).

Daraus folgt der eigene Ansatz, das Gefäßsystem mit weniger Aufwand und geringeren Investitionsmitteln zu visualisieren. Die am Institut für Rechtsmedizin Hamburg für die Injektionen von Luft verwendeten Katheter kosten laut Herzkatheterlabor des Universitätsklinikums Hamburg–Eppendorf ca. 20 € und können mehrfach verwendet werden. Präparation der Arteria femoralis, Einführen des Katheters und Injektion von Luft können von einem eingewiesenen Sektionsgehilfen durchgeführt werden.

Luft erscheint somit für die Angiographie post mortem besser geeignet als die Verwendung von röntgendichten Substanzen.

4.3 Gegenwart, Ausblick und Entwicklung

Bei **CT-Untersuchungen am Lebenden** stören Bewegungen die Qualität der Ergebnisse, weshalb ein ideales Gerät alle Strukturen des Herzens sehr schnell und in einem Arbeitsschritt untersucht. Zu beachten ist, dass die Gefäßdiagnostik am Verstorbenen an einem Objekt durchgeführt wird, das sich nicht bewegt und bei dem Strahlenschäden bei den verwendeten Betriebswerten des Computertomographen nicht auftreten. Dies bedeutet, dass mit 4-Zeilen Computertomographen Darstellungen von Herzbinnenstrukturen und Koronarien post mortem

in einer Qualität möglich sind, die mit den gleichen Geräten bei Lebenden ohne Verstöße gegen die Röntgenverordnung nicht erreichbar wären (Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit 1987). Durch die Pumpfunktion des Herzens können bei virtueller Endoskopie von Lebenden Artefakte entstehen (van Ooijen et al. 2007). Diese Form der Artefaktbildung entfällt bei der entsprechenden Untersuchung von Verstorbenen. Die Bundesärztekammer formuliert ihre Anforderungen an die Darstellung von anatomischen Strukturen beim Lebenden in der Leitlinie zur Qualitätssicherung in der Computertomographie (Bundesärztekammer 2007). Diese werden bei der Untersuchung mit dem verwendeten 4-Zeilen Multislice Computertomographen nach Injektion von Luft erreicht. Post mortem Untersuchungen von Herzstrukturen mit einem 1-Zeilen Computertomographen wären möglich.

Eine **Sektion** wird von einem Rechtsmediziner oder Pathologen durchgeführt, dieser muß während des Vorganges vor Ort sein. Eine CT-Untersuchung post mortem kann von eingewiesenen medizinisch-technischen Assistenten oder Sektionsgehilfen durchgeführt werden. Die Befundung wird von einem Radiologen vorgenommen. Dieser muß nicht im jeweiligen Institut sein, sondern kann sich an einem beliebigen Punkt der Erde aufhalten, an dem eine Internetverbindung vorliegt und ein Desktop oder Laptop mit entsprechender Ausrüstung für die Betrachtung der Bilder zur Verfügung steht. So konnten im Sommer 2009 von der eigenen Arbeitsgruppe erstellte CT-Untersuchungen in Neuseeland befundet werden. Die Ergebnisse standen dem Institut innerhalb von 24 Stunden zur Verfügung und wurden für Sektionen genutzt. Also kann ein Radiologe CT-Untersuchungen befunden, die an mehreren rechtsmedizinischen Zentren – auch mit großer räumlicher Distanz – erstellt wurden.

Durch die **technische Weiterentwicklung** werden leistungstärkere Geräte preisgünstiger zu erwerben sein, so daß eine Ausstattung mit einem Computertomographen in Zukunft für deutlich mehr rechtsmedizinische Institute realisierbar sein wird.

Modernere Geräte bringen für die forensische Radiologie Vorteile und neue Anwendungsmöglichkeiten mit sich. Einer der gegenwärtig schnellsten kommerziell verfügbaren Computertomographen ist das Gerät „Aquilion One“ von Toshiba. Eine Ganzkörper-CT-Untersuchung kann mit diesem 320 Zeilen-Multislice Computertomographen in ca. 12 Sekunden erstellt werden, eine Untersuchung des Herzens in 0,175 Sekunden (Toshiba 2010).

Auf Basis dieser Werte wäre es möglich, eine hochauflösende Ganzkörper-CT – Untersuchung inklusive Injektion von Luft in ca. 10 Minuten anzufertigen. Dadurch können neue diagnostische Möglichkeiten entstehen. So wäre es z.B. möglich, die Region einer Gefäßverletzung über das Austreten von injizierter Luft aus den Gefäßen exakt zu lokalisieren (vergleiche: Abb. 47). Einige Fragestellungen können bereits gegenwärtig mit der am Institut für Rechtsmedizin Hamburg zur Verfügung stehenden Technik in kurzer Zeit beantwortet werden. So kann ein Nachweis oder Ausschluß eines Embolus in den Pulmonalarterien innerhalb von 10 Minuten erfolgen.

Computerprogramme mit verschiedenen Funktionen wurden für die eigene Arbeit genutzt. Diese wurden zumeist ohne automatisierte Arbeitsabläufe bedient.

Einige Computerprogramme bieten automatisierte Arbeitsabläufe für die Befundung von CT– Untersuchungen an. So sind die Programme in der Lage, mit Kontrastmittel markierte Koronargefäße automatisch zu erkennen und darzustellen (TeraRecon 2009). Diese Darstellung umfaßt unter anderem Längsverläufe sowie Axialschnitte der Gefäße. Auch eine Bestimmung von Ventrikelvolumina kann bei Verwendung moderner Computerprogramme durch automatisierte Arbeitsabläufe beschleunigt werden. Das Gleiche gilt für die Erstellung von 4–Kammer–Schnitten, sowie Quer– und Längsschnitten durch die Herzkammern.

Anwendungen für virtuelle Koloskopien sind in der Lage, den Pfad für die Betrachtung so vorzugeben, dass der Untersucher das gesamte Kolon ansehen kann, ohne diesen Pfad beeinflussen zu müssen (TeraRecon 2009). Somit ist es möglich, virtuelle Koloskopien schneller durchzuführen als bei einer Steuerung des Pfades für die Betrachtung durch den Untersucher. Einige dieser Programme enthalten die Möglichkeit, die Röntgendichte von Strukturen farblich codiert darzustellen. Außerdem stehen Funktionen zur Verfügung, Regionen und Strukturen von suspekter Röntgendichte und / oder Morphologie durch den Computer markieren zu lassen (Abella 2009). Vorhandene Computerprogramme könnten auf die Verwendung von Luft als Kontrastmittel umprogrammiert werden. So wäre es möglich, automatisierte Arbeitsabläufe für die Erstellung von Pfaden für eine Betrachtung des Herzens mit virtueller Endoskopie zu programmieren. Dadurch wäre eine deutliche Reduktion des Zeitaufwandes für die Befundung von virtuellen Endoskopien post mortem möglich. Die Implementierung einer farblichen Codierung der Röntgendichte könnte das Erkennen von Regionen mit höherer Röntgendichte, wie z.B. Kalzifikationen in Koronargefäßen oder an Herzklappen, erleichtern und dazu beitragen, dass diese nicht übersehen werden. Ähnliches gilt für die automatische Markierung suspekter Regionen und Strukturen (Abella 2009).

5. Zusammenfassung

Erkrankungen des Herzens gehören zu den häufigsten Todesursachen in Industrienationen. Die Anzahl der Obduktionen in Deutschland sinkt, mit negativen Konsequenzen für eine Kontrolle der Therapie ante mortem, für die medizinische Forschung und für die Lehre.

Seit ihrer Entdeckung wurden Röntgenstrahlen für rechtsmedizinische Zwecke genutzt. Durch neue Geräte und Untersuchungsmethoden entstehen zusätzliche Möglichkeiten einer rechtsmedizinischen Diagnostik. Manche ermöglichen es, Untersuchungen durchzuführen, ohne den Körper des Verstorbenen zu eröffnen. Die diagnostische Aussagekraft einer Untersuchung des Herzens post mortem mit einem Computertomographen ohne Nutzung von Kontrastmittel ist eingeschränkt. Während virtuelle Endoskopie beim Lebenden Gegenstand der derzeitigen Forschung ist, konnten keine Forschungsarbeiten zu virtueller Endoskopie post mortem eruiert werden. Zudem wurden bei diesbezüglichen Recherchen keine Veröffentlichungen über eine Verwendung von Luft als Kontrastmittel bei Untersuchungen des Herzens gefunden.

Die Ergebnisse der eigenen Untersuchungen zeigen, daß Luft, beziehungsweise Gas, als Kontrastmittel für Untersuchungen des Herzens post mortem geeignet ist. Luft kann entweder injiziert werden oder durch Traumata als Luftembolie in den Körper gelangt sein. Schließlich können intrakardial auch Gase in Form von Fäulnisgasen vorliegen. Für eine Injektion von Luft und die anschließende Computertomographie wurde ein Protokoll für die einzelnen methodischen Schritte erarbeitet (siehe 3.1).

Pathologische Befunde an Herzklappen und Koronararterien sind mit virtueller Endoskopie post mortem diagnostizierbar, z.B. bikuspidale Aortenklappen (Abb. 32a), Kalzifikationen an Mitralklappen (Abb. 19a - d) oder an den Wänden von Koronararterien (Abb. 22a - c). Auch ist die Methode geeignet zu differenzieren, ob Veränderungen wie Luftembolien (Tab. 3) vor einer Sektion vorgelegen haben oder erst bei dieser entstanden sind. Formen von Artefakten, die bei der Untersuchung entstehen können, wurden aufgezeigt und analysiert. Auffällige pathologische Befunde außerhalb des Herzens lassen sich ebenfalls darstellen, z.B. eine Karotisstenose (Abb. 42d) oder Emboli in den Pulmonalarterien (Abb. 44b). Eine zunehmende Verbreitung von Computertomographen – auch in rechtsmedizinischen Instituten – sowie die zunehmende Leistungsfähigkeit der Geräte lassen weitere Fortschritte auf diesem Gebiet erwarten.

Weitere Arbeiten sind nötig, um die gewonnenen Ergebnisse zu vertiefen und neue Erkenntnisse über die Aussagekraft der virtuellen Endoskopie des Herzens post mortem zu gewinnen.

6. Abkürzungsverzeichnis

Abb. = Abbildung

ca. = circa

CPR = curved planar reconstruction = gebogene planare Rekonstruktion

CT, das = Computertomogramm

CT, die = Computertomographie

HU = Hounsfield Units = Hounsfield Einheiten

MIP = maximum intensity projection = Projektion der maximalen Intensität

MinIP = minimum intensity projection = Projektion der minimalen Intensität

MPR = multi planar reconstruction = multiplanare Rekonstruktion

Tab. = Tabelle

z.B. = zum Beispiel

Virtopsy® - Es handelt sich hierbei um ein geschütztes Warenzeichen. Soweit hierauf im Text nicht weiter hingewiesen wird, geschieht es an dieser Stelle stellvertretend.

7. Literaturverzeichnis

Abella HA (2009) Computer-aided detection software backs up coronary CTA interpretation. Diag Imaging, London [Online im Internet] URL: <http://www.diagnosticimaging.com/news/display/article/113619/1484925> [Stand: 09.05.2010, 13:10].

Bauer M (2004) Bikuspidale Aortenklappe und Dilatation der Aorta ascendens. Medizinische Habilitation. Medizinische Fakultät der Charité Berlin.

Berengar J (1521) Commentaria cum amplissimis additionibus supra anatomiam mundini. 1. Aufl., Bonon, Bologna. *Sekundär zitiert nach:*

Schoenmakers J (1960) Technik der postmortalen Angiographie mit Berücksichtigung verwandter Methoden postmortaler Gefäßdarstellung. *Ergeb Allg Pathol Anat.* 39:53–151.

Bhattacharjee K (2008) European CT markets: Is the slice-war approaching its end? Palo Alto [Online im Internet] URL: <http://www.frost.com/prod/servlet/market-insight-top.pag?docid=143568185> [Stand: 09.05.2010, 18:45].

Bolliger S, Thali MJ, Ross S, Buck U, Naether S, Vock P (2008) Virtual autopsy using imaging: Bridging radiologic and forensic sciences. A review of the Virtopsy and similar projects. *Eur Radiol.* 18(2):273-282.

Brogdon BG (1998) Forensic Radiology. 1. Aufl., CRC Press, Boca Raton.

Bundesärztekammer (2007) Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Computertomographie. Berlin [Online im Internet] URL: http://www.drg.de/docs/anweisungen/leitlinie-baek_ct-2007.pdf [Stand: 09.05.2010, 18:58].

Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (1987) RöV 1987 - Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen. Berlin [Online im Internet] URL: http://bundesrecht.juris.de/bundesrecht/r_v_1987/gesamt.pdf [Stand: 09.05.2010, 19:05].

Di Chiro G, Brooks R (1979) The 1979 Nobel prize in physiology or medicine. *Science*. 206(4422):1060-1062.

Davis C, Ladd ME, Romanowski BL, Wildermuth S, Knoplioch JF, Debatin JF (1996) Human aorta: preliminary results with virtual endoscopy based on three-dimensional MR imaging data sets. *Radiology*. 199(1):37-40.

O'Donnell C, Woodford N (2008) Post-mortem radiology-a new sub-speciality? *Clin Radiol*. 63(11):1189-1194.

Flach PM, Ross SG, Bolliger SA, Preiss US, Thali MJ, Spendlove D (2010) Postmortem whole-body computed tomography angiography visualizing vascular rupture in a case of fatal car crash. *Arch Pathol Lab Med*. 134(1):115-119.

Grabherr S, Djonov V, Friess A, Thali MJ, Ranner G, Vock P, Dirnhofer R (2006) Postmortem angiography after vascular perfusion with diesel oil and a lipophilic contrast agent. *Am J Roentgenol*. 187(5):515-523.

Grabherr S, Gyax E, Sollberger B, Ross S, Oesterhelweg J, Bolliger S, Christe A, Djonov V, Thali MJ, Dirnhofer R (2008) Two-step postmortem angiography with a modified heart lung machine: Preliminary results. *Am J Roentgenol*. 190(2):345-351.

Di Hamusco GV (1560) *La anatomia del corpo umano*. Ant. Salamanca et Antonio Lafreri, Rom, 108.

Hayashino Y, Goto M, Noguchi Y, Fukui T (2005) Ventilation-perfusion scanning and helical CT in suspected pulmonary embolism: Meta-analysis of diagnostic performance. *Radiology*. 234(3):740-748.

Hildebrand H, Scholz W, Wieting J (1904) *Das Arteriensystem des Menschen im stereoskopischen Röntgenbild. Sammlung von stereoskopischen Röntgenbildern aus dem Neuen Allgemeinen Krankenhaus Hamburg-Eppendorf. 2. Aufl., 1. Band*, JF Bergmann Verlag, Wiesbaden.

Hofer M (2007) CT teaching manual. 3. Aufl., Thieme, Stuttgart, 16.

Hsu JH, Wu DK, Chen YF, Dai ZK, Lee MH, Wu JR (2007) Virtual intraluminal evaluation of aortico-left ventricular tunnel by multislice computed tomography. *Int J Card.* 116(2):266-268.

Jackowski C, Persson A, Thali MJ (2008) Whole body postmortem Angiography with a high viscosity contrast agent solution using poly ethylene glycol as contrast agent dissolver. *J Forensic Sci.* 53(2):465-468.

Kitzman DW, Scholz DG, Hagen PT, Ilstrup DM, Edwards WD (1988) Age-related changes in normal human hearts during the first 10 decades of life. Part II (maturity): A quantitative anatomic study of 765 specimens from subjects 20 to 99 years old. *Mayo Clin Proc.* 63(2):137-146.

Lide D (1993) CRC handbook of chemistry and physics. 85. Aufl., CRC Press, Boca Raton, 6/184.

Louis N, Desgranges P, Kobeiter H, Kirsch M, Becquemin JP (2009) Virtual angioscopy and 3-dimensional navigation findings of the aortic arch after vascular surgery. *Circulation.* 119(7):1052-1055.

Mangin P (2010) Investigation médico-légales de la mort subite du sportif. Forensic investigation of athletic's sudden death. Mündliche Mitteilung, XIXèmes Journées Internationales Méditerranéennes de la Médecine Légale, Tozeur / Tunesien.

Netter F, Mühlbauer R (2008) Atlas der Anatomie. 4. Aufl., Urban & Fischer bei Elsevier, München, 223.

Van Ooijen P, De Jonge G, Oudkerk M (2007) Coronary fly-through or virtual angioscopy using dual-source MDCT data. *Eur Radiol.* 17(11):2852-2859.

Pomara C, Fineschi V, Scalzo G, Guglielmi G (2009) Virtopsy versus digital autopsy: Virtuous autopsy. *Radiol Med.* 114(8):1367-1382.

Pschyrembel W, Witzel S, Dornblüth O (2007). In: Pschyrembel - Klinisches Wörterbuch. 261. Aufl., Walter de Gruyter, Berlin, 1232.

Pucelikova T, Dangas G, Mehran R (2008) Contrast-induced nephropathy. Catheter Cardiovasc Inter. 71(1):62-72.

Püschel K (2007) Schöne neue Welt von Virtopsy®, Autopsy Imaging, Radiosektion und Nekroradiologie. Rechtsmed. 17(1):5-6.

Püschel K (2009) Qualified "full service" in post-mortem medicine. Leg Med. 11(Suppl. 1):4-5.

Remmele W (1999) Pathologie: Rechtsfragen in der Pathologie, Einführung in die bioptische Diagnostik, Herz und Gefäßsystem, Hämatologie, Milz, Thymus. 2. Aufl., Springer, Berlin, 133.

Rockey D (2009) Computed tomographic colonography: Current perspectives and future directions. Gastroenterology. 137(1):7-14.

Romano G, Briguori C, Quintavalle C, Zanca C, Rivera NV, Colombo A, Condorelli G (2008) Contrast agents and renal cell apoptosis. Eur Heart J. 29(20):2569-2576.

Röntgen WC (1895) Ueber eine neue Art von Strahlen (Vorläufige Mittheilung). Aus den Sitzungsberichten der Würzburger Physik.-medic. Gesellschaft. Stahel, Würzburg, 1-10.

Schneider B, Hofmann T, Justen M, Meinertz T (1995) Chiari's network: Normal anatomic variant or risk factor for arterial embolic events? J Am Coll Cardiol. 26(1):203-210.

Schroeder S, Kopp AF, Ohnesorge B, Loke-Gie H, Kuettner A, Baumbach A, Herdeg C, Claussen CD, Karsch KR (2002) Virtual coronary angiography using multislice computed tomography. Heart. 87(3):205-209.

Schwarze EW, Pawlitschko J (2003) Autopsie in Deutschland: Derzeitiger Stand, Gründe für den Rückgang der Obduktionszahlen und deren Folgen. Dtsch Ärztebl. 100A:2802–2808.

Siemens (2007) Philips Extended Brilliance Workspace: Bedienungsanleitung. 1. Aufl, 2. Band.

Statistisches Bundesamt Deutschland (2010) Todesursachen. Herz-/Kreislauf-Erkrankungen sind die häufigste Todesursache. Wiesbaden [Online im Internet] URL: <http://www.destatis.de/jetspeed/portal/cms/Sites/destatis/Internet/DE/Content/Statistiken/Gesundheit/Todesursachen/Aktuell,templateId=renderPrint.psml> [Stand: 13.05.2010, 13:17].

Sun Z, Dosari SAA, Ng C, Al-Muntashari A, Almaliky S (2010) Multislice CT virtual intravascular endoscopy for assessing pulmonary embolisms: A pictorial review. Korean J Radiol. 11(2):222-230.

TeraRecon (2009) Aquarius iNtuition Unlimited. Firmeninformation.

Thali MJ, Jackowski C, Oesterhelweg L, Ross S, Dirnhofer R (2007a) VIRTOPSY - The Swiss virtual autopsy approach. Leg Med. 9(2):100-104.

Thali MJ, Ross S, Oesterhelweg L, Grabherr S, Buck U, Naether S, Jackowski C, Bolliger SA, Vock P, Christe A, Dirnhofer R (2007b) Virtopsy – Working on the future of forensic medicine. Rechtsmed. 17(1):7-12.

Thali MJ, Dirnhofer R, Vock P (2009) The Virtopsy Approach: 3D optical and radiological scanning and reconstruction in forensic medicine. CRC Press, Boca Raton.

Thomas B, Strother M, Donnelly E, Worrell J (2009) CT virtual endoscopy in the evaluation of large airway disease: Review. Am J Roentgenol. 192(Suppl. 3):20-30.

Toshiba (2010) Schriftliche Mitteilung der Firma Toshiba Medical Systems GmbH Deutschland.

Vining DJ, Gelfand DW, Bechtold RE, Scharling ES, Grishaw EK, Shifrin RY (1994) Technical feasibility of colon imaging with helical CT and virtual reality (abstract). Am J Roentgenol. 162(Suppl.):104. *Sekundär zitiert nach:*

Johnson CD (2002) CT colonography: An overview. Abdom Imaging. 27:232-234.

Vogel H (1997) Gewalt im Röntgenbild. Befunde zu Krieg, Folter und Verbrechen. Ecomed, Landsberg / Lech.

Wüllenweber R, Schneider V, Grumme T (1977) Computertomographische Untersuchungen bei Schädel-Schuß-Verletzungen. Int J Leg Med. 80(3):227-246.

Zinner G, Gottlob R (1959) Morphologic changes in vessel endothelia caused by contrast media. Angiol. 10(4):207-213.

8. Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. Hermann Vogel, forensischer Radiologe am Institut für Rechtsmedizin des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf, bin ich außerordentlich dankbar für die Überlassung des Themas, für die andauernde und vertrauensvolle Unterstützung bei der Arbeit, die tägliche Motivation, für die ausgiebige Hilfe und dafür, dass er mich hat teilhaben lassen an seiner unermesslichen Erfahrung und seinem Wissen.

Herrn Prof. Dr. med. Klaus Püschel, Direktor des Instituts für Rechtsmedizin des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf, danke ich die Bereitstellung des Computertomographen, für seine stets mit guter Laune entgegengebrachte Hilfe und besonders dafür, dass er seine große Begeisterung für die Rechtsmedizin auf mich übertragen konnte.

Herrn Dr. med. Axel Heinemann, leitender Oberarzt am Institut für Rechtsmedizin des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf, danke ich für freundliche und hilfsbereite Unterstützung, die Vermittlung des Themas und die erfolgreiche Integration am Institut.

Herrn Ph.D. Hideyuki Nushida, Institut für Rechtsmedizin des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf, danke ich für die unzähligen Stunden erstklassiger Zusammenarbeit.
Doumo arigatou gozaimasu!

Herrn Prof. Dr. rer. nat. Hans-Peter Beck-Bornholdt, Institut für Rechtsmedizin des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf, danke ich herzlichst für die unverzichtbare Motivation und die vielen praktischen Ratschläge.

Herrn Prof. Dr. med. Wilhelm-Wolfgang Höpker, Oberarzt am Institut für Pathologie des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf, danke ich für die immer freundliche und unterhaltsame Unterstützung und Beratung.

Herrn Prof. Dr. med. Gerhard Adam, Direktor der Klinik und Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf, sei Dank gesagt für die freundlichen Ratschläge zur Verbesserung meines Vortrages.

Herrn PD Dr. Ralf Köster, Oberarzt an der Klinik und Poliklinik für Allgemeine und Interventionelle Kardiologie des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf, danke ich für die Einblicke in die Kardiologie des Lebenden.

Herrn PD Dr. Matthias Bauer, Oberarzt an der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie des Deutschen Herzzentrums Berlin, sei gedankt für die Abb. 24 aus seiner Habilitationsschrift „Bikuspide Aortenklappe und Dilatation der Aorta ascendens“.

Britta Marlen Bartels: Danke dafür, dass Du mich nicht allzu viel abgelenkt hast.

Sara Gianguzza: Danke für die graphische Beratung, mille grazie.

Herzlichen Dank an meine Großeltern und Eltern: Großartige Motivatoren und Sponsoren!

9. Lebenslauf

- In der digitalen Version ist kein Lebenslauf enthalten. -

10. Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Unterschrift:

Lorenz B. Scharf