

Aus dem Institut für Klinische Radiologie  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Jens Ricke

# **Phänotypische Charakterisierung von Harnleiterschienen im Dual-Energy-CT**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Thomas Patrick Bregenhorn

aus

Gräfelfing

2019

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Anno Graser

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. Thorsten Johnson

Prof. Dr. rer. nat. Martin Hennenberg

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Giuseppe Magistro

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 09.05.2019

---

Gewidmet meinen lieben Eltern

Ursula und Dr. Siegbert Bregenhorn

*"Der Sinn des Lebens besteht nicht darin  
ein erfolgreicher Mensch zu sein,  
sondern ein wertvoller."*

- Albert Einstein

---

# Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	VI
Abbildungsverzeichnis.....	VII
Tabellenverzeichnis .....	VIII
Formelverzeichnis.....	VIII
<b>1 Zusammenfassung.....</b>	<b>1</b>
<b>2 Einleitung .....</b>	<b>3</b>
2.1 Wirtschaftliche Bedeutung und Epidemiologie.....	3
2.2 Fragestellung und Zielsetzung der Arbeit.....	5
2.3 Krankheitsbild der Urolithiasis .....	6
2.3.1 Pathogenese.....	8
2.3.2 Klinik .....	11
2.3.3 Diagnostik .....	12
2.3.4 Therapie .....	14
2.4 Anwendung von Harnleiterschienen.....	18
2.5 Grundlagen der Dual-Energy-Computertomographie .....	21
2.5.1 Mathematisch-physikalische Grundlagen.....	23
2.5.2 Technische Grundlagen .....	29
2.5.3 Aufbereitung der Messdaten .....	32
<b>3 Material und Methoden .....</b>	<b>39</b>
3.1 Spezifizierung der Harnleiterschienen.....	39
3.2 Entwicklung eines Wasserphantoms.....	41
3.3 Durchführung der Messungen.....	43
3.4 Auswertung der gewonnenen Daten .....	44
<b>4 Darstellung der Ergebnisse.....</b>	<b>46</b>
4.1 Phänotypische Charakteristik nach Trägermaterial .....	47
4.2 Unterscheidung nach Protokoll.....	54

<b>5</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>55</b>
	5.1 Kritische Betrachtung der Ergebnisse .....	56
	5.2 Implikationen für die Klinik.....	58
	5.3 Forschungsausblick .....	59
<b>6</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>60</b>
<b>7</b>	<b>Danksagung.....</b>	<b>IX</b>
<b>8</b>	<b>Eidesstattliche Versicherung.....</b>	<b>X</b>

## Abkürzungsverzeichnis

Au	Chemisches Symbol für Gold (lat. aurum)
CNR	Contrast-to-noise ratio
COM	Calciumoxalat-Monohydrat
CTDI <sub>vol</sub>	Volumenbezogener CT-Dosisindex
DECT	Dual-Energy-Computertomographie
DEI	Dual-Energy-Index
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
ESWL	Extrakorporale Stoßwellenlithotripsie
FOV	Field of view
HU	Hounsfield units
i.v.	intravenös
keV	Kiloelektronenvolt
kV	Kilovolt
kVp	Peak kilovoltage
mAs	Milliamperesekunde
MDI	Material decomposition image
MET	Medikamentös explosive Therapie
mGy	Milligray
MRT	Magnetresonanztomographie
mSv	Millisievert
NCCT	Noncontrast CT
NSAID	Nonsteroidal antiinflammatory drugs
PNL	Perkutane Nephrolitholapaxie
PU	Polyurethan
ROI	Region of interest
Sn	Chemisches Symbol für Zinn (lat. stannum)
SNR	Signal-to-noise ratio
Std.-Abw.	Standardabweichung
TPE	Thermoplastische Elastomere

---

THR	Threshold Ratio
URS	Ureterorenoskopie
VMI	Virtual monochromatic image
VNC	Virtual noncontrast

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Prävalenz der Urolithiasis.....	3
Abbildung 2: Stein- Stentkontrast.....	5
Abbildung 3: Harnsteinlokalisationen im Harntrakt.....	6
Abbildung 4: Zusammenfassung ausgewählter Hypothesen der Lithogenese .....	10
Abbildung 5: Schmerzprojektion je nach Harnsteinlokalisation .....	11
Abbildung 6: Diagnostik bei Verdacht auf Harnsteinkolik .....	13
Abbildung 7: Therapieoptionen bei Urolithiasis .....	15
Abbildung 9: Harnleiterschienen beidseits in vivo.....	19
Abbildung 8: Harnleiterschiene ex vivo .....	19
Abbildung 10: Relative Schwächungsanteile in Wasser .....	24
Abbildung 11: Schematische Darstellung des Photoeffekts .....	25
Abbildung 12: Vergleich der Schwächungseigenschaften von Jod und Wasser .....	26
Abbildung 13: Schematische Darstellung des Comptoneffekts .....	27
Abbildung 14 a-c: Übersicht der einzelnen DECT-Systeme .....	29
Abbildung 15: Simulierte Strahlenspektren.....	30
Abbildung 16: Gewichtete Bilddarstellung in der DECT.....	33
Abbildung 17: Monoenergetische Bildrekonstruktionen.....	34
Abbildung 18: Verbesserung des Jodkontrastes und der Bildqualität .....	35
Abbildung 19: Schematische Darstellung der Materialzerlegung .....	37
Abbildung 20: Wasserphantom .....	41
Abbildung 21: Technische Zeichnung des Wasserphantoms .....	42
Abbildung 22: Farbkodierte Darstellung mit zugehörigen CT-Werten.....	44
Abbildung 23: DECT-Farbkodierung des Metall-Stents .....	47
Abbildung 24: DECT-Farbkodierung für Polyurethan-Stents.....	48

---

Abbildung 25: DECT-Farbkodierung für Silikon-Stents.....	48
Abbildung 26: DECT-Farbkodierung für TPE-Stents .....	49
Abbildung 27: DECT-Farbkodierung für Vortek-Stents .....	49
Abbildung 28 a: Darstellung der Messergebnisse für 80 / Sn 150 kV .....	50
Abbildung 28 b: Darstellung der Messergebnisse für 90 / Sn 150 kV .....	51
Abbildung 28 c: Darstellung der Messergebnisse für 100 / Sn 150 kV .....	52
Abbildung 29: DE-Werte zur Threshold-Ratio nach Material .....	53
Abbildung 30: DE-Werte zur Threshold-Ratio nach Protokoll .....	54

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Überblick und Klassifikation der unterschiedlichen Harnsteinarten .....	7
Tabelle 2: Bildgebende Verfahren im Rahmen der Urolithiasis.....	14
Tabelle 3: Trägermaterialien und Beschichtungen von Harnleiterschienen.....	20
Tabelle 4: Übersicht unterschiedlicher Dual-Energy-Indices.....	38
Tabelle 5: Übersicht der untersuchten Harnleiterschienen .....	39
Tabelle 6: Schwellenwerte für die Differenzierung von Harnsäure zu Nicht-Harnsäure43	

## Formelverzeichnis

Gleichung 1: Berechnung von CT-Werten .....	23
Gleichung 2a: Lambert-Beer-Gleichung .....	23
Gleichung 2b: Integralform der Lambert-Beer-Gleichung.....	23
Gleichung 3: Zerlegung der Gesamtschwächung in Einzelprozesse .....	24
Gleichung 4: Verhalten des Photoabsorptionskoeffizienten.....	25
Gleichung 5: Photoabsorptionskoeffizient für Dual-Energy-Messungen.....	26
Gleichung 6: Verhalten des Comptonkoeffizienten.....	27
Gleichung 8: Mathematische Grundlage der Materialzerlegung.....	28
Gleichung 9: Berechnung des Dual-Energy-Index .....	37
Gleichung 10: Berechnung des Abstands der DE-Ratio zur Threshold Ratio.....	45

# 1 ZUSAMMENFASSUNG

Mit einer Prävalenz von bis zu 15% in Industrienationen und stetig steigender Inzidenz stellt die Urolithiasis eine Volkskrankheit von erheblicher sozioökonomischer Bedeutung dar. Neben dem Erwerbsausfall der zumeist im Berufsleben stehenden Patienten sind in Deutschland für das Jahr 2016 über 130.000 stationäre Einweisungen auf die Erkrankung zurückzuführen und auch in den USA wird mit Behandlungskosten von bis zu zehn Milliarden US-Dollar pro Jahr gerechnet, was die Urolithiasis zur kostenintensivsten Erkrankung im Bereich der Urologie macht.

Während Nierensteine meistens asymptomatisch bleiben, führt deren Migration in den Ureter durch dessen Obstruktion und Harnstau in die Niere zu akut einsetzenden, massivsten Schmerzen, die einer Behandlung bedürfen. Teil der Akuttherapie ist die Entlastung der gestauten Niere mittels innerer Harnableitung durch die Einlage einer Harnleiterschiene. Für die weitere Therapieplanung ist die chemische Zusammensetzung des Steins von Relevanz, da sie darüber entscheiden kann, ob invasive Maßnahmen notwendig werden oder im Falle von Harnsäuresteinen eine orale Lysetherapie ausreichend ist.

Mit Einführung der Dual-Energy-Computertomographie steht erstmals eine nicht-invasive Diagnostik zu Verfügung, die in der Lage ist, die gewünschten Informationen zur Steinzusammensetzung ohne die Notwendigkeit einer Steinprobe bereitzustellen. Dabei werden die Harnsteine basierend auf ihrem Schwächungsverhalten der Röntgenstrahlung bei unterschiedlichen Röhrenpotentialen differenziert und farbkodiert dargestellt - Harnsäuresteine rot, Nicht-Harnsäuresteine blau. Ebenso wird der Harnleiterschiene in Abhängigkeit ihrer Dichte und der chemischen Zusammensetzung entweder eine rote oder blaue Farbkodierung zugewiesen. Um im Verlauf den Stein oder postinterventionell verbleibende Fragmente besser identifizieren zu können, ist eine gegensätzliche Kombination von Stein- und Stentfarbe anzustreben. Aus diesem Grund wurde mit der vorliegenden Arbeit die phänotypische Charakteristik von Harnleiterschienen im Rahmen der Dual-Energy-Computertomographie untersucht.

Insgesamt konnten zu diesem Zweck 36 unterschiedliche Harnleiterschienen von sieben Herstellern mittels eines eigens entwickelten Wasserphantoms bei drei unterschiedlichen

Energieniveaus in einem Dual-Energy-CT-Gerät der dritten (und modernsten) Generation analysiert werden.

Das Trägermaterial Polyurethan zeigte sich dabei aufgrund der durchwegs blauen Farbkodierung als geeignet für Harnsäuresteine, wohingegen die Trägermaterialien Silikon, thermoplastisches Elastomer sowie Vortek® durch ihre rote Farbkodierung besonders bei der Therapie von Nicht-Harnsäuresteinen zu empfehlen sind. Unterschiede zwischen den Herstellern konnten nicht festgestellt werden.

Die gewonnenen Ergebnisse bedürfen einer weiteren Ergänzung um Harnleiterschienen anderer Hersteller und Materialien sowie einer weiteren Validierung an in-vitro-Messungen.

## 2 EINLEITUNG

### 2.1 Wirtschaftliche Bedeutung und Epidemiologie

Die Urolithiasis - „Harnsteinleiden“ - stellt eine der ältesten und häufigsten Erkrankungen der Menschheitsgeschichte dar [139] und ist heute mit einer Prävalenz von bis zu 15% (Abbildung 1) in Industrienationen hinsichtlich der Fallzahlen mit anderen Volkskrankheiten wie Diabetes mellitus vergleichbar [53, 9, 54, 171]. Dementsprechend hoch ist auch die sozioökonomische Bedeutung, zumal die Zahl der Erkrankten stetig steigt und bezogen auf die Altersstruktur insbesondere die im Erwerbsleben stehende Bevölkerung betroffen ist [124, 88, 182]. Für das Jahr 2016 sind in Deutschland über 130.000 stationäre Einweisungen [68] auf die Urolithiasis zurückzuführen und für die USA werden die jährlichen Kosten für die Versorgung von Patienten mit Urolithiasis auf bis zu zehn Milliarden US-Dollar jährlich geschätzt, was diese zur kostenintensivsten Erkrankung im Bereich der Urologie macht [94, 202, 137].

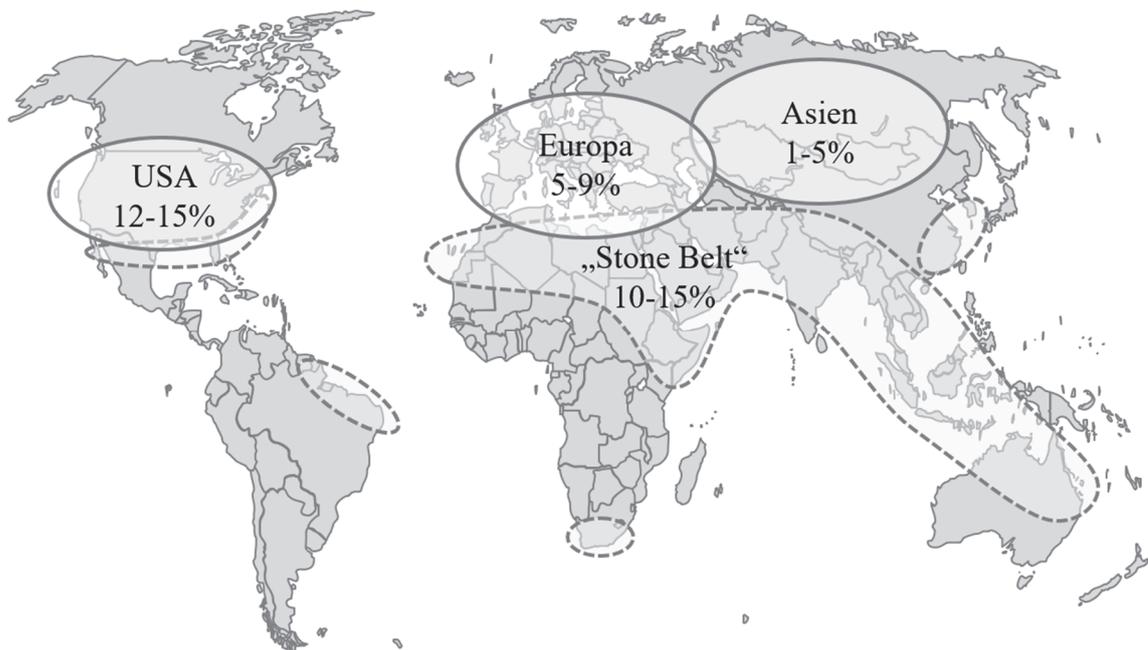


Abbildung 1: Prävalenz der Urolithiasis  
Quelle: Eigene Darstellung in Anlehnung an [59]: S.85, Abb. 2

Circa 12% der Patienten entwickeln im Verlauf der Erkrankung akute und hoch schmerzhafte Nierenkoliken, die einer klinischen Notfallversorgung bedürfen [69, 200]. Neben

ausführlicher Anamnese, körperlicher Untersuchung, Labor und Ultraschall gilt die Durchführung einer nativen Computertomographie (NCCT) als Goldstandard der Diagnostik, da diese eine genauere Lokalisation des Harnsteins und eine Abgrenzung zu anderen raumfordernden Prozessen ermöglicht [201, 121, 44, 227].

Für die anschließende Therapieplanung ist es aber darüber hinaus notwendig, die Zusammensetzung der Steine zu kennen, da diese darüber entscheidet, welche Maßnahmen ergriffen werden sollten. So ist im Falle von Harnsäuresteinen eine medikamentöse Behandlung möglich, wohingegen für Nicht-Harnsäuresteine interventionelle Maßnahmen wie zum Beispiel extrakorporale Stoßwellenlithotripsie (ESWL) oder Ureterorenoskopie (URS) in Frage kommen [210, 147]. Die konventionelle CT-Untersuchung (ein Röntgenspektrum) ist allerdings nicht dazu geeignet, zwischen den unterschiedlichen Harnsteinarten sicher zu unterscheiden [197, 79]. Erst mit Einführung der Dual-Energy-Computertomografie (DECT - zwei Röntgenspektren) ist es möglich, eine sichere Analyse der chemischen Zusammensetzung und daraus abgeleitet eine selektive, farbkodierte Darstellung (Harnsäure rot / Nicht-Harnsäure blau) von Harnsteinen zu gewährleisten, die es ermöglicht, besser Diagnosen und Therapieentscheidung zu treffen [197, 76, 100, 83, 236].

Vor der definitiven Therapie ist in der Akutphase häufig die Einlage einer Harnleiterschleife (Ureter-Stent) notwendig, um eine Schädigung der Niere durch konsekutiven Harnaufstau zu verhindern [109].

Sowohl nach interventioneller wie auch konservativer Therapie (ca. 80% der Harnleitersteine  $\leq 5$  mm gehen spontan ab [200]) ist eine ergänzende Bildgebung im Verlauf angezeigt, um verbleibende Steine oder Fragmente zu identifizieren und den richtigen Zeitpunkt zur Entfernung der Harnleiterschleife zu bestimmen [63]. In der DECT wird der zuvor eingebrachten Harnleiterschleife ebenso wie den Harnleitersteinen die Farbkodierung rot oder blau zugewiesen. Eine Kombination aus ungleichen Farben erscheint hierbei sinnvoll, da sie ein Wiederauffinden und Verfolgen - insbesondere kleinerer - Läsionen vereinfacht (Abbildung 2), während eine gleichfarbige Kombination diese erschwert und im ungünstigsten Fall zu Fehlentscheidungen bei Diagnosen und Therapien führen

kann [95, 96, 101, 102]. Da mit der DECT-Bildgebung bei Aufnahme bereits die Farbinformation für den jeweiligen Harnleiterstein vorliegt, ist die Frage evident, wie sich die jeweilige Harnleiterschiene in der DECT darstellt. Diese Information kann dann zur gezielten Auswahl von Harnleiterschienen für eine individuelle Versorgung des jeweiligen Patienten herangezogen werden.

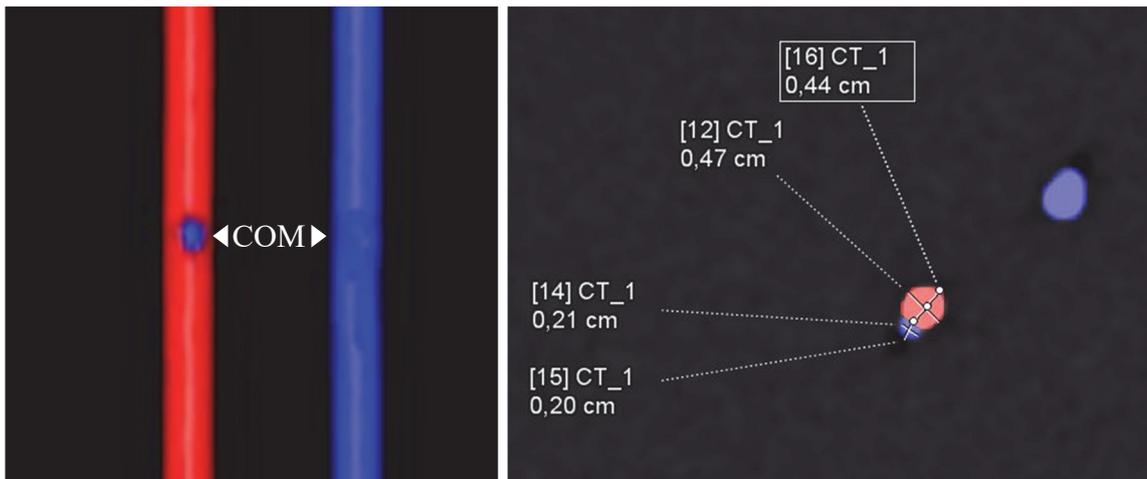


Abbildung 2: Stein- Stentkontrast  
Beispiel für die Unterschiede im Farbkontrast eines 2 mm Kalziumoxalat-Monohydrat-Konkremments (COM) auf Polyurethan- (blau) bzw. Siliconstent (rot).  
Quelle: Eigene Darstellung

## 2.2 Fragestellung und Zielsetzung der Arbeit

Aufgrund der vielfältigen Kombinationsmöglichkeiten von Trägermaterialien, Beschichtungen und Herstellern [4], ist es bisher schwierig bis unmöglich, Aussagen über die zu erwartende Farbdarstellung der Harnleiterschienen in der DECT zu treffen. Trotz der klinischen Relevanz gibt es bisher nur wenige Fallberichte [95, 96, 101] sowie eine Kleinstudie mit sieben Harnleiterschienen [102] zu dieser Thematik. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit soll daher diese Lücke geschlossen und die Frage geklärt werden, ob sich aufgrund der Materialzusammensetzung des jeweiligen Stents zuverlässige Aussagen über die Darstellung in der DECT treffen lassen.

## 2.3 Krankheitsbild der Urolithiasis

Urolithiasis bezeichnet als Oberbegriff unterschiedliche Harnsteinleiden, die sich durch Art und Ort des Konkrements unterscheiden, wobei 97% der Steine im oberen Harntrakt, also direkt in der Niere oder in den Harnleitern zu finden sind (Abbildung 3) [200]. Die Größe der Steine kann dabei von wenigen Mikrometern bis zu mehreren Zentimetern variieren [59].

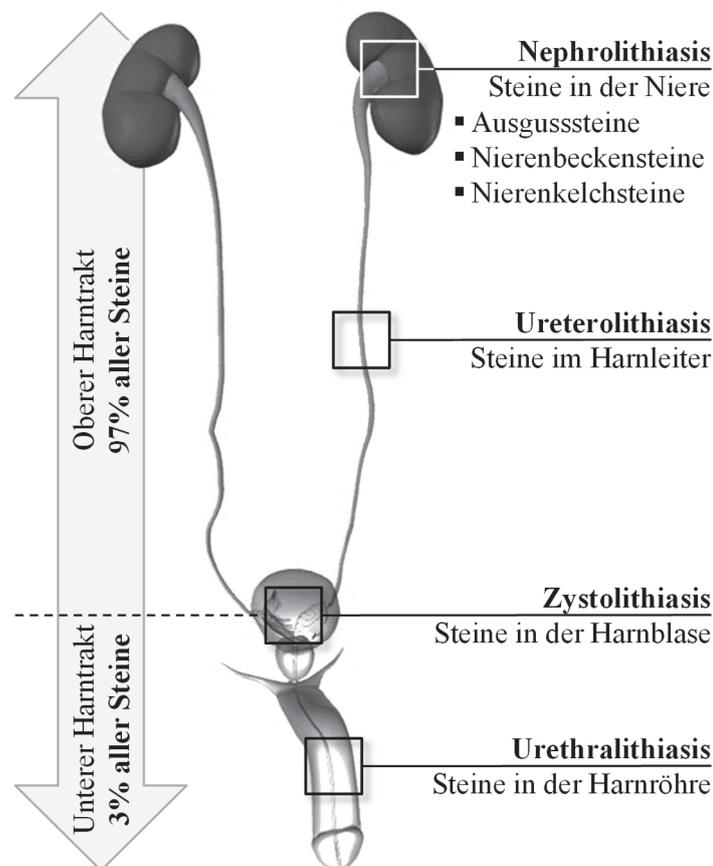


Abbildung 3: Harnsteinlokalisationen im Harntrakt  
Quelle: Eigene Darstellung in Anlehnung an [200]: S. 255, Abb. 10.4

Die am meisten verwendete Klassifikation der Harnsteine richtet sich nach ihrer chemischen Zusammensetzung beziehungsweise dem vorherrschenden Mineral. Weiter kann nach Röntgenverhalten sowie der Ätiologie unterschieden werden [121]. Eine Übersicht der unterschiedlichen Steinarten und ihrer Eigenschaften zeigt Tabelle 1.

Harnsteinart	Chemische Zusammensetzung <sup>+</sup>	Häufigkeit	Mineral	Ätiologie	Therapie	Röntgendichte
Kalziumoxalat	Kalziumoxalat-Monohydrat	60-70%	Whewellit	Idiopathisch	Interventionell	Hoch
	Kalziumoxalat-Dihydrat	10-20%	Weddellit	Idiopathisch	Interventionell	Hoch
Harnsäure	Harnsäuresteine	10-15%	Uricit	Idiopathisch	Litholyse	Niedrig
	Magnesium-Ammonium-Phosphat	5-10%	Struvit	HWI	Interventionell	Niedrig
Phosphat	Karbonatapatit	5%	Dahllit	HWI	Interventionell	Niedrig
	Kalziumhydrogenphosphat-Dihydrat	1%	Brushit	Idiopathisch	Interventionell	Hoch
Zystin	Zystin	0,5-1%		Genetisch	Interventionell (Litholyse)	Niedrig
	Ammoniumurat	0,5%		HWI		Transparent
Raritäten	Xanthin	< 0,5%		Genetisch		Transparent
	2,8-Dihydroxyadenin	< 0,5%		Genetisch		Transparent
	„Drug-Stones“ <sup>**</sup>	< 0,5%		Iatrogen		Transparent

**+: Substanzen, die die lithogenen Faktoren im Urin erhöhen**

Acetazolamid  
 Allopurinol  
 Aluminium-Magnesium-Hydroxid  
 Ascorbinsäure  
 Kalzium  
 Furosemid  
 Laxantien  
 Methoxyflurane  
 Vitamin D

**\*: Wirkstoffe, aus denen sich Steine bilden können**

Allopurinol/Oxypurinol  
 Amoxicillin/Ampicillin  
 Ceftriaxon  
 Ciprofloxacin  
 Ephedrin  
 Indinavir  
 Magnesiumtrisilikat  
 Sulfonamide  
 Triamteren

Tabelle 1: Überblick und Klassifikation der unterschiedlichen Harnsteinarten

Datenquellen: [210, 211, 147, 122, 121, 124, 8, 203, 200].

+ / \* aus [200] S. 260

Aufgrund der therapeutischen Relevanz (Litholyse oder interventionell) und ihrer absoluten Häufigkeit wird für diese Arbeit die Unterscheidung zwischen Harnsäure- und Nicht-Harnsäuresteinen maßgeblich sein, wobei letztere primär durch die Gruppe der Kalziumoxalatsteine repräsentiert werden.

### 2.3.1 Pathogenese

Die Pathogenese der Harnsteinbildung ist weder für Harnsäure- noch für Kalziumoxalatsteine abschließend geklärt und zeigt sich als komplexe Verknüpfung biochemischer und physikalischer Prozesse.

*„Despite the substantial body of sophisticated knowledge about the physicochemical (and other) mechanisms of stone formation which has been accumulated over the past 50 years, a single, step-by-step, unifying and holistic mechanistic pathway has not yet emerged.“ [185: S. 31]*

Bislang konnten drei grundlegende Prozessschritte identifiziert werden: die Übersättigung des Urins mit steinbildenden Substanzen, die Ausfällung von Kristallen, sowie das Wachstum vom Kristall zum Stein [179]. *„Everything [...] begins with crystallization, and crystals [...] form because of supersaturations“* [41] S.7. Die erste Erkenntnis ist somit, dass – da die festen Harnsteine fast ausschließlich aus Material bestehen, das zuvor gelöst war – ein Überangebot an steinbildenden Substanzen im Harn vorliegen muss [114]. Für Harnsäuresteine ist die namensgebende Harnsäure Voraussetzung, für Kalziumoxalatsteine Kalzium (Whewellit) bzw. Oxalat (Weddelit). Diese Übersättigung bedeutet aber nicht automatisch eine Steinbildung sondern stellt vielmehr einen metastabilen Zustand dar, der durch die lithogenen Substanzen selbst, physikalische Größen (beispielsweise pH) und Inhibitoren der Steinbildung wie Magnesium oder Citrat beeinflusst wird [132, 2, 178]. Für beide Steingruppen gilt darüber hinaus ein reduziertes Urinvolumen als wesentlicher Risikofaktor, da dieses zu einer relativen Erhöhung der lithogenen Substanzen führt [20]. Daher sollte nach den aktuellen Metaphylaxe-Empfehlungen die tägliche Trinkmenge mindestens 2,5 - 3l betragen [122, 147].

Für Harnsäuresteine gilt als wichtigster disponierender Faktor der Urin-pH [50], da die Löslichkeit der Harnsäure bei einem pH von 6,5 nahezu elfmal höher ist als bei einem pH von 5,5 [85]. In diesem Umfeld ist es möglich, dass Harnsäurekristalle spontan ausfallen,

die den Keim für die Anlagerung weiterer, gleichartiger Kristalle („homogene Nukleation“) bilden [114, 200, 147].

Für Kalziumoxalatsteine wird das Prinzip der heterogenen Nukleation diskutiert, bei dem die Kristallisation nicht durch die primär lithogene Substanz selbst sondern durch einen anderen Kristallkeim (zum Beispiel Harnsäurestein) oder Zellreste ausgelöst wird, an dem sich dann die für Kalziumoxalatsteine typischen Substanzen auflagern [16, 179]. Allerdings ist auch hier eine spontane Keimbildung aufgrund der Übersättigung nicht ausgeschlossen [114].

Die weitere Entwicklung zum Stein setzt voraus, dass der Kristallkeim entweder durch Anlagerung weiterer Salzionen, primär aber durch die Aggregation anderer bereits gebildeter Kristalle wachsen kann [113, 2]. Dazu ist eine Retention der Kristalle in der Niere notwendig, da diese sonst über den Urin ausgeschieden würden [125]. Das zeigt sich auch darin, dass eine physiologische Kristallurie bestehen kann, sodass es trotz einer Übersättigung mit steinbildenden Substanzen und dem Ausfallen von Kristallen nicht notwendigerweise zur Steinbildung kommen muss [16, 147]. Für die Retention der Kristalle gibt es unterschiedliche Mechanismen: Nach dem „free particle mechanism“ ist es möglich, dass die Kristalle schnell genug wachsen, um bereits in proximalen Anteilen der Niere zu retinieren, wohingegen beim „fixed particle mechanism“ die Adhäsion an Epithelzellen oder die Verlangsamung an Stellen mit gestörter Flussdynamik dominieren [125, 179, 46]. Sobald ein stabiler Zustand erreicht ist, kann der Stein eine Größenprogredienz aufweisen.

Für Harnsäurekristalle scheint eine Kombination beider Mechanismen wegweisend zu sein, da sie mit einer hohen Bindungsaffinität zueinander schnell an Größe zunehmen und auch mit den Epithelzellen der Niere ohne weitere Mediatoren rasch Verbindungen eingehen können [172, 126].

Für das Wachstum der Kalziumoxalatsteine scheint der fixed particle mechanism größere Relevanz zu besitzen, wobei insbesondere die Schädigung des Tubulusepithels und die Interaktion zwischen Kristall und Zelle im Vordergrund stehen. So gelten die sogenann-

ten „Randall’s plaques“ - Ablagerungen von Kalziumphosphat im Interstitium der Nierenpapillen – mit denen die Kristalle interagieren können, als mögliche Erklärung für die Retention und das weitere Wachstum [46, 55, 116]. Abbildung 4 zeigt eine schematische Zusammenfassung ausgewählter Hypothesen der Lithogenese.

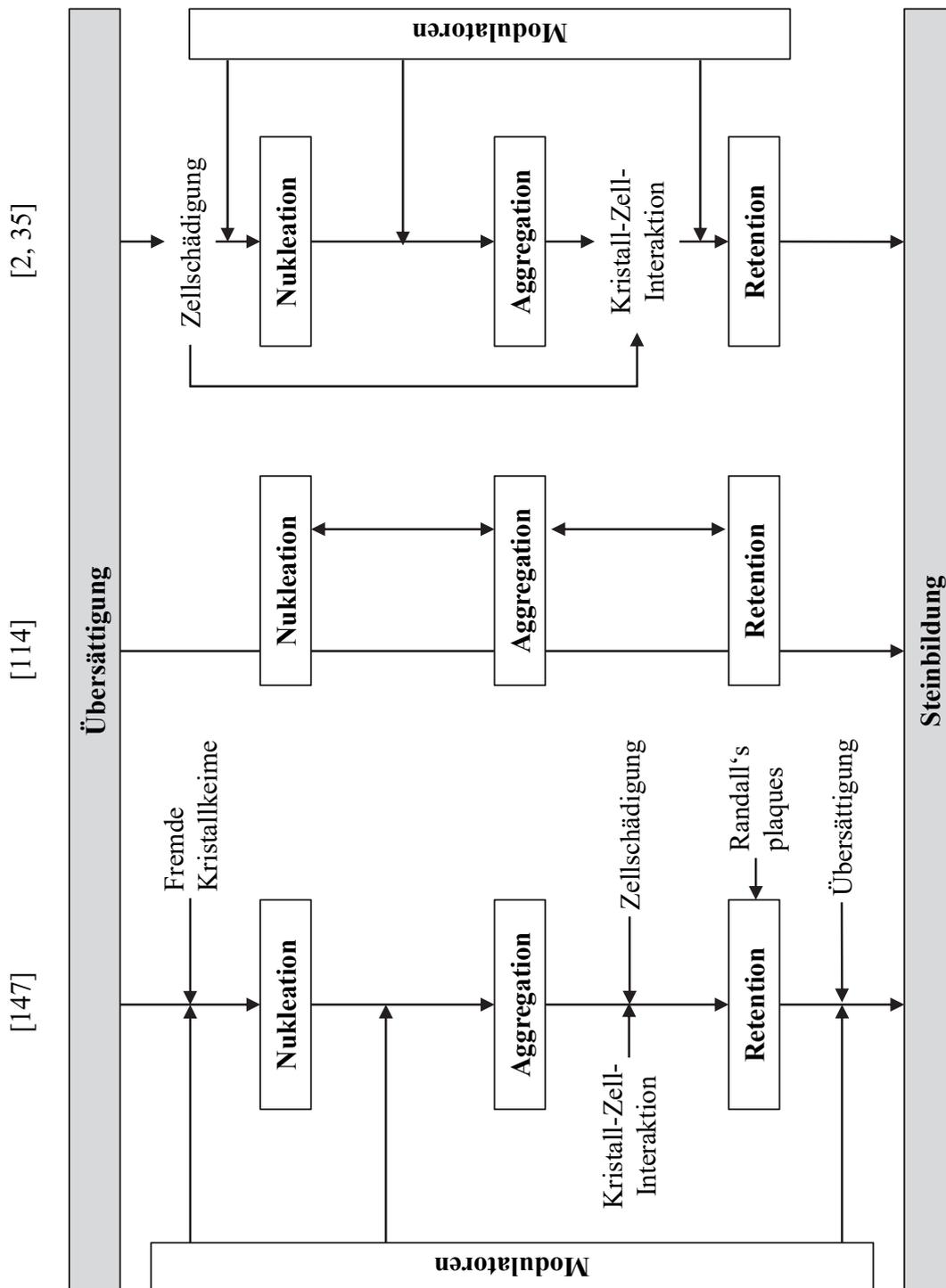


Abbildung 4: Zusammenfassung ausgewählter Hypothesen der Lithogenese  
Quelle: Eigene Darstellung

### 2.3.2 Klinik

Leitsymptom der Urolithiasis ist die Steinkolik, die durch akut einsetzende, massivste krampfartige Schmerzen entlang des Harnleiters gekennzeichnet ist (Abbildung 5) [66]. Auslöser ist die Harnstauung durch das Konkrement und die damit einhergehende Druckerhöhung im Hohlssystem, die zu einer Dehnung und Aktivierung der Schmerzrezeptoren in der Wand des Harnleiters führt [192]. Des Weiteren können die Harnsteine zu einer

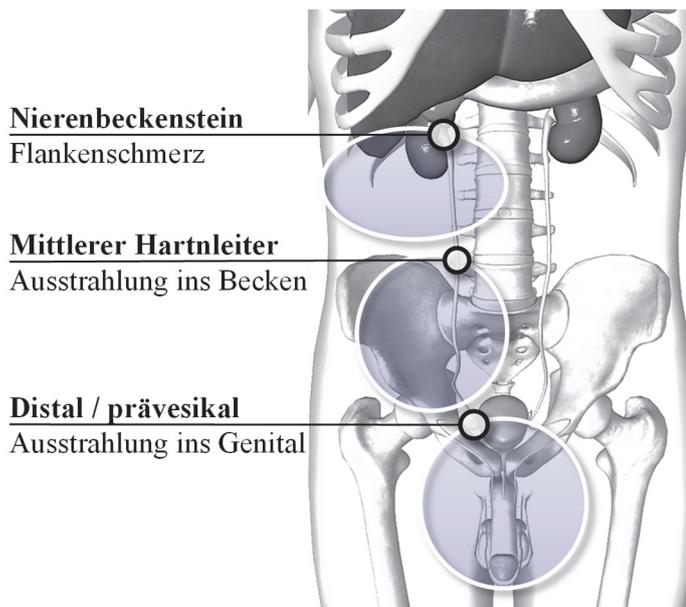


Abbildung 5: Schmerzprojektion je nach Harnsteinlokalisation  
Quelle: Eigene Darstellung in Anlehnung an [66]: S. 79, Abb. 5.5

lokalen Irritation im Gewebe führen, die Gewebsmediatoren freisetzt, was wiederum zu einem Spasmus der glatten Muskulatur führt. Durch die länger anhaltende isotone Kontraktion steigt die Produktion von Milchsäure, die ihrerseits die Schmerzafferenzen reizt [191]. Die Koliken können dabei über Minuten bis Stunden persistieren und von Übelkeit und Erbrechen begleitet werden, wobei sich Patienten mit

einer Kolik, im Gegensatz zu Patienten mit akutem Abdomen, häufig motorisch unruhig präsentieren [200]. Weit distal gelegene Steine können außerdem zu Miktionsbeschwerden und imperativem Harndrang führen. Ebenso kann durch mechanische Schädigung der Schleimhaut eine Mikro- / Makrohämaturie entstehen, die insbesondere bei Schmerzfreiheit als Indiz für die Differentialdiagnose Blasentumor gewertet werden muss [200].

Da es bei steinbedingter Stauung jederzeit zu septischen Komplikationen kommen kann, ist das Auftreten von Fieber, Schüttelfrost sowie Brennen beim Wasserlassen und Oligoanurie als urologische Notfallsituation zu werten, die eine sofortige Harnableitung mittels perkutaner Nephrostomie oder retrograder Harnleiterschienung notwendig macht [123, 109].

### 2.3.3 Diagnostik

Die Notfalldiagnostik des Patienten mit Verdacht auf Urolithiasis umfasst ausführliche Anamnese, körperliche Untersuchung, Labor, Urinstatus sowie Ultraschall als primär bildgebendes Verfahren (Abbildung 6) [211, 123, 30]. Für die weiterführende Standarddiagnostik und Therapieplanung stellt die native Computertomografie (NCCT) das bildgebende Verfahren der Wahl dar, da sie sowohl über die höchste Sensitivität und Spezifität verfügt (jeweils bis zu 100 % [225, 161]), schnell durchführbar ist sowie relevante Informationen über die Anatomie für invasive Maßnahmen bereitstellen kann [63, 84, 30]. Aufgrund dieser Vorteile wurde die Urographie weitestgehend durch die CT-Untersuchung verdrängt [227, 161].

Ebenso spielt das konventionelle Röntgen mit Niere, Harnleiter und Blase nur eine untergeordnete Rolle und hat aufgrund der relativ niedrigen Strahlenbelastung nur bei der Verlaufsbeurteilung einen Stellenwert oder wenn kein Zugriff auf ein CT besteht [201, 84].

Ein direkter Nachweis von Konkrementen mittels Magnetresonanztomographie „MRT“ ist nicht möglich, allerdings erlaubt diese Modalität Rückschlüsse auf den Grad der Stauung und kann indirekt Hinweise auf Steine durch den Nachweis von Füllungsdefekten geben [30, 103]. Ebenso ermöglicht die MRT eine Abgrenzung zu anderen raumfordernden (insbesondere malignen) Prozessen und ist aufgrund der fehlenden ionisierenden Strahlung bei unklaren Ultraschallbefunden in der Diagnostik bei Schwangeren und Kindern in Erwägung zu ziehen [30, 210, 201].

Eine Zusammenfassung der Vor- und Nachteile der jeweiligen bildgebenden Verfahren zeigt Tabelle 2. Die weitere Auseinandersetzung zur Diagnostik mittels DECT erfolgt unter Punkt 2.4.

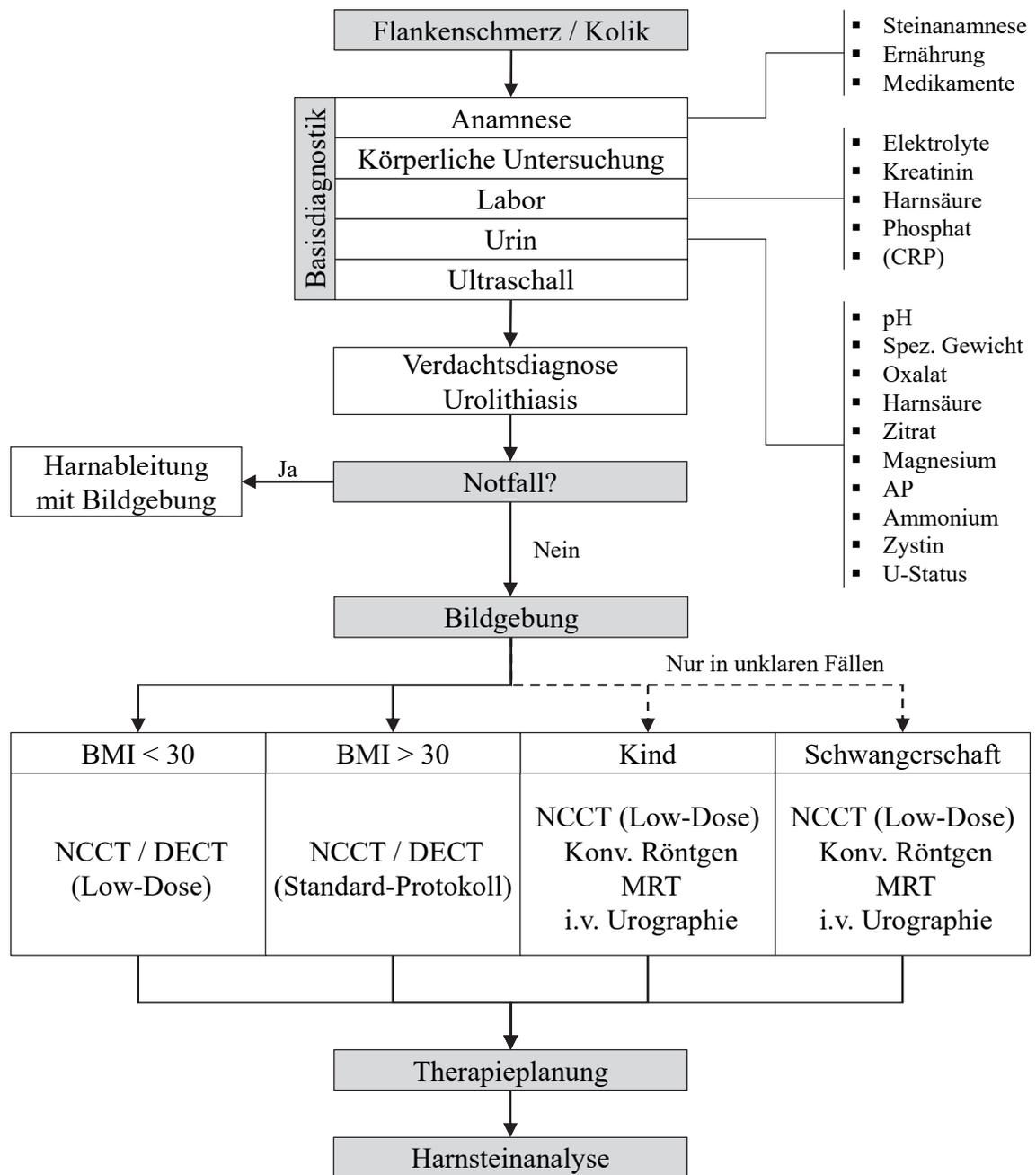


Abbildung 6: Diagnostik bei Verdacht auf Harnsteinkolik  
 Quelle: Eigene Darstellung - Daten aus: [123, 210, 36, 121, 30, 221, 225, 181]

Untersuchung	Vorteile	Nachteile
Ultraschall	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Kostengünstig, schnell</li> <li>▪ Keine Strahlenbelastung</li> <li>▪ Hohe Sensitivität für Nierensteine (96%)</li> <li>▪ Auch röntgentransp. Steine</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Abhängigkeit vom Untersucher</li> <li>▪ Niedrige Sensitivität für Harnleitersteine (20%)</li> </ul>
Natives CT	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Höchste Sensitivität (bis 100%)</li> <li>▪ Informationen zur Anatomie (Steindichte und Stein-Haut-Distanz für ESWL)</li> <li>▪ Schnelle Durchführung</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Strahlenbelastung Low-Dose: 0,97-1,9 mSv Standard: 4,5-8,5 mSv (Kontrastverstärkt: 25–35 mSv)</li> </ul>
DECT	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Wie NCCT</li> <li>▪ Sichere Differenzierung der Konkreme</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Wie NCCT</li> </ul>
Konventionelles Röntgen	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Unterscheidung röntgendicht / transparent</li> <li>▪ Geringe Strahlenbelastung (0,5-1 mSv)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Sensitivität 44-87%</li> </ul>
MRT	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Keine ionisierende Strahlung</li> <li>▪ Abgrenzung zu anderen (malignen) Prozessen</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Nur indirekter Steinnachweis</li> </ul>
i.v. Urographie	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Information über Ausscheidungsleistung</li> <li>▪ Direkter oder indirekter Steinnachweis im gesamten Harntrakt</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Sensitivität 51-87%</li> <li>▪ Strahlenbelastung 1,4-1,5 mSv</li> <li>▪ Kontraindiziert in Akutsituation</li> </ul>

Tabelle 2: Bildgebende Verfahren im Rahmen der Urolithiasis  
Daten aus: [103, 211, 123, 30, 136, 161, 225]

### 2.3.4 Therapie

Je nach Art, Größe und Lage des Konkremens sowie dem Verlauf sind unterschiedliche Therapieansätze zu verfolgen, die von einem einfachen konservativen Ansatz bis hin zu invasiv- / operativen Maßnahmen reichen (Abbildung 7).

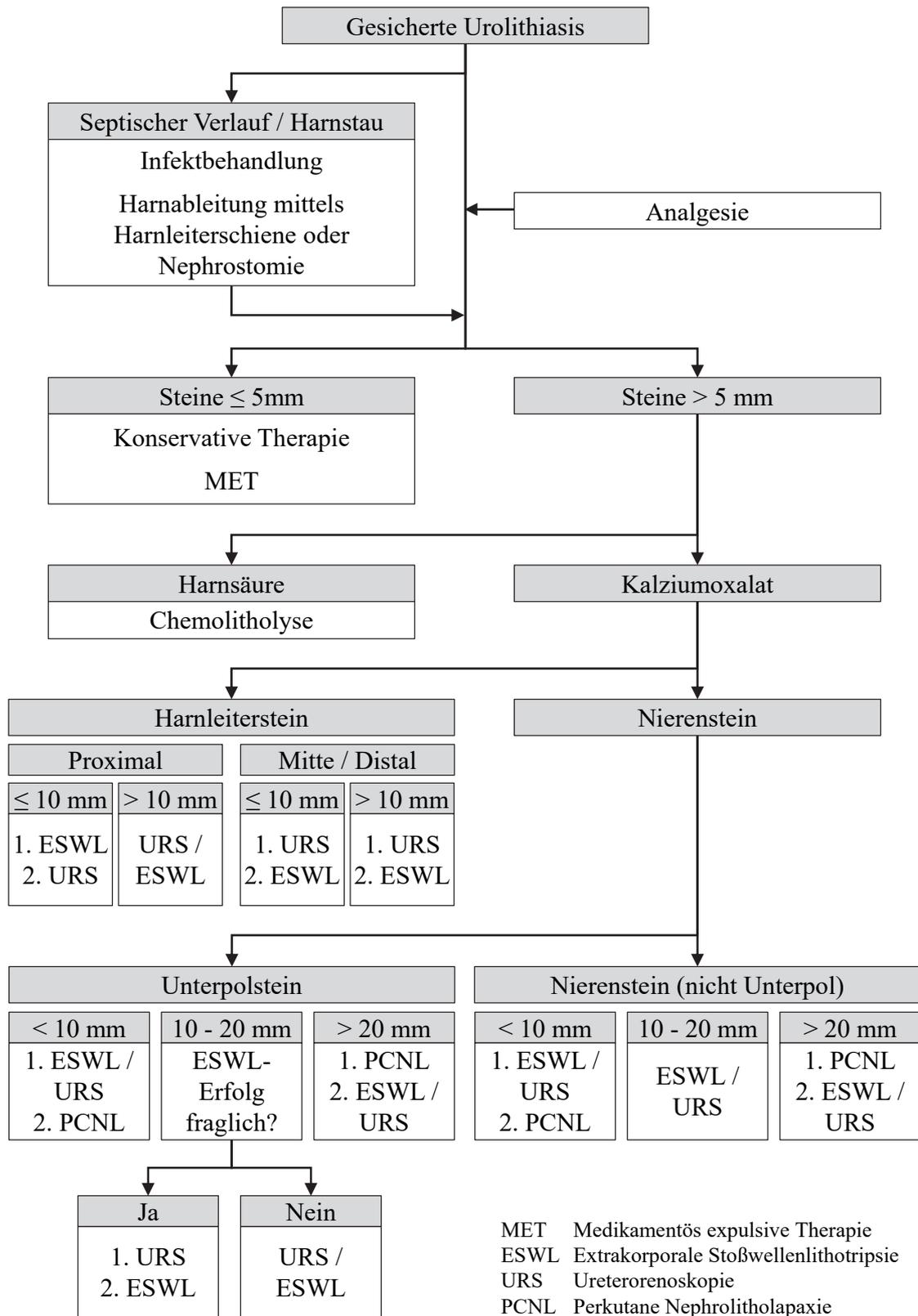


Abbildung 7: Therapieoptionen bei Urolithiasis  
 Quelle: Eigene Darstellung - Daten aus: [122, 211, 147]

### Analgesie

Mit einem Schmerzsore von 7-10 zählt der Kolikschmerz bei Urolithiasis zu den schwersten Schmerzzuständen und ist mit Geburts- oder Tumorschmerzen zu vergleichen [12]. Als erste therapeutische Maßnahme ist daher eine adäquate Analgesie obligat, die mit NSAIDs durchgeführt werden sollte [1]. Mittel der Wahl in der Akutsituation ist Metamizol, da es intravenös verabreicht werden kann, zusätzlich den intraluminalen Druck im Harnleiter senkt und spasmolytisch wirkt [239, 1]. Die Gabe von N-Butyl-Scopolamin zur Spasmolyse zeigt keinen Vorteil [165]. Aufgrund ihres (Neben-) Wirkungsprofils sollten Opioide nur bei nicht ausreichender Schmerzkontrolle in Erwägung gezogen werden [90].

### Konservative Therapie

Insbesondere bei kleinen ( $\leq 5$  mm), distal gelegenen Uretersteinen lässt sich häufig ein invasives Vorgehen vermeiden, da diese in 95 % der Fälle binnen weniger als 40 Tagen spontan abgehen [153, 200]. Neben Analgesie und regelmäßigen Verlaufskontrollen kann durch die supportive Gabe – Medical expulsive Therapy „MET“ - von  $\alpha$ -Blockern (zumeist Tamsulosin) und Kalziumkanalblockern (Nifedipin) in Verbindung mit Steroiden die Abgangswahrscheinlichkeit erhöht sowie die Häufigkeit von Schmerzereignissen reduziert werden [186, 91].

### Chemolitholyse bei Harnsäuresteinen

Wie unter 2.3.1 dargelegt, spielt für die Bildung von Harnsäuresteinen der Urin-pH eine entscheidende Rolle. Die orale Chemolitholyse der Steine beruht daher auf einer Alkalisierung des Urins auf pH-Werte zwischen 7,0 - 7,2 mittels Citrat oder Natriumbicarbonat und einer aktiven Steigerung der Diurese durch forcierte Flüssigkeitszufuhr von 2-3 Litern pro Tag [86, 188]. Zur Rezidivprophylaxe sind pH-Werte von 6,4-6,8 anzustreben, wobei Werte über 7,0 die Bildung von Phosphatsteinen begünstigen, was die mehrmals tägliche Kontrolle des Urin-pH mittels Teststreifen notwendig macht [123, 196].

### Extrakorporale Stoßwellenlithotripsie (ESWL)

Mit Hilfe extrakorporal erzeugter Stoßwellen ist es möglich, gewebeschonend größere Steine in abgangsfähige Partikel zu zerkleinern, wobei Steinfreiheitsraten von über 90% erreicht werden können [158, 67]. Das Funktionsprinzip beruht dabei auf der Energiefreisetzung der Stoßwellen in und am Stein durch den Impedanzübergang an der Grenzfläche zwischen Stein und umliegendem Gewebe [170]. Die heute eingesetzten Lithotripter umfassen vier Hauptkomponenten: einen Stoßwellengenerator (elektromagnetisch, elektrohydraulisch oder piezoelektrisch), eine Vorrichtung, um die erzeugten Stoßwellen am Zielort zu fokussieren, ein Kopplungsmedium (z.B. Wasserkissen) sowie eine Einrichtung um die Steine zu lokalisieren (Röntgen oder Ultraschall) [219]. Der Eingriff kann in Analgosedierung durchgeführt werden, wobei Schwangerschaft sowie Gerinnungsstörungen als absolute Kontraindikationen zu berücksichtigen sind [121]. Da sich gezeigt hat, dass insbesondere Brushit-, Zystin- und Kalziumoxalatmonohydratsteine sowie Steine mit Dichten  $> 900$  HU generell schwerer zu fragmentieren sind, bietet sich vor Indikationsstellung die Durchführung einer DECT an [237, 157, 223]. Die routinemäßige Einlage einer Harnleiterschiene vor ESWL birgt keine Vorteile, sondern ist eher mit einer höheren Rate an Schmerzereignissen verbunden [189].

### Ureterorenoskopie (URS)

Bei der URS wird mittels starrem (distaler Harnleiter) bzw. flexiblem (proximaler Harnleiter sowie Nierenbecken) Endoskop der Harntrakt retrograd dargestellt und kleinere Steine können dabei direkt mittels Faszange oder Körbchen geborgen werden. Für größere Steine hat sich die Fragmentierung mittels Holmium-YAG-Laser als Goldstandard etabliert [13, 123, 200]. Im Vergleich zur ESWL bietet die URS noch höhere Steinfreiheitsraten von bis zu 100%, wobei häufig eine Sitzung ausreichend ist [51]. Relevante Komplikationen wie Perforation ( $< 2\%$ ), oder Abriss des Harnleiters ( $< 0,1\%$ ) sind dabei selten [121]. Die präoperative Einlage einer Harnleiterschiene ist mit höheren Steinfreiheitsraten assoziiert und ermöglicht insbesondere bei der flexiblen URS, durch die Vordehnung des Harnleiters, ein leichteres Auffinden der proximal gelegenen Abschnitte [159].

### Perkutane Nephrolitholapaxie (PNL)

Um eine gute Kontrastierung des Nierenhohlsystems zu gewährleisten sowie den Abgang von Steinfragmenten über den Harnleiter zu unterbinden, wird zunächst ein Ballonkatheter im proximalen Harnleiter geblockt. Um die anschließende perkutane Punktion unter Ultraschall- / Röntgenkontrolle zu erleichtern, wird das Hohlssystem mittels Kontrastmittel gefüllt und erweitert. Nach Bougierung des Punktionskanals kann anschließend das gewünschte Nephroskop (PNL: 20-30 Charrière, Mini-PNL: 12-18 Charrière.) eingeführt werden. Wie bei der URS werden die Steine entweder direkt extrahiert oder mittels Laser zerkleinert und ausgespült. Nach der Steinentfernung erfolgt zur Tamponade des Punktionskanals sowie zur Ableitung von Urin und Restblut die Einlage einer perkutanen Nephrostomie [123, 200]. Die Steinfreiheitsraten der PNL liegen bei bis zu 90%, wobei an relevanten Komplikationen die signifikante Blutung (7,8 %), Perforation des Nierenbeckens (3,4 %) und Hydrothorax (1,8 %) im Vordergrund stehen.

## 2.4 Anwendung von Harnleiterschienen

Seit Einführung Ende der 1960er Jahre [184, 238] hat sich der Einsatz von Harnleiterschienen zu einer der am häufigsten durchgeführten urologischen Maßnahmen entwickelt [22, 25]. Harnleiterschienen kommen dann zum Einsatz, wenn die strukturelle Integrität des Harnleiters gefährdet ist und damit ein ungehindertes Abfließen von Harn behindert wird, was zu einem konsekutiven Aufstau und damit zur Schädigung der Niere führen kann [33]. Zu den intrinsischen Abflusshindernissen zählen insbesondere Harnleitersteine, Blutkoagel, Strikturen und Urothel-Karzinome, zu den extrinsischen- Kompression von außen durch Tumormasse oder Lymphödem sowie Traumata und chirurgische Eingriffe wie Harntraktrekonstruktion oder endoskopische Maßnahmen [25, 7]. Neben dem Begriff Harnleiterschiene sind Ureter- oder Harnleiterkatheter, -splints, -schienen oder -stents gebräuchliche Synonyme [117]. Die Bezeichnungen Doppel-J-Katheter (DJ) oder Pigtail-Katheter beziehen sich dabei auf die Bauform der Harnleiterschiene, da sie

an beiden Enden spiralförmig gebogen ist, was eine sichere Positionierung im Nierenbecken sowie der Harnblase gewährleistet (Abbildung 8 und 9) [213].

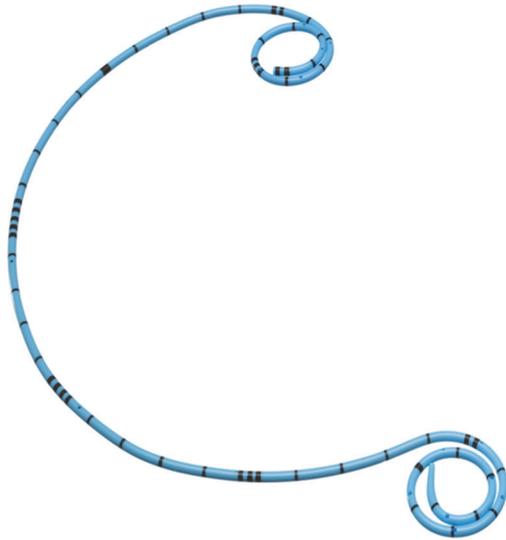


Abbildung 8: Harnleiterschleife ex vivo  
Quelle: [21]

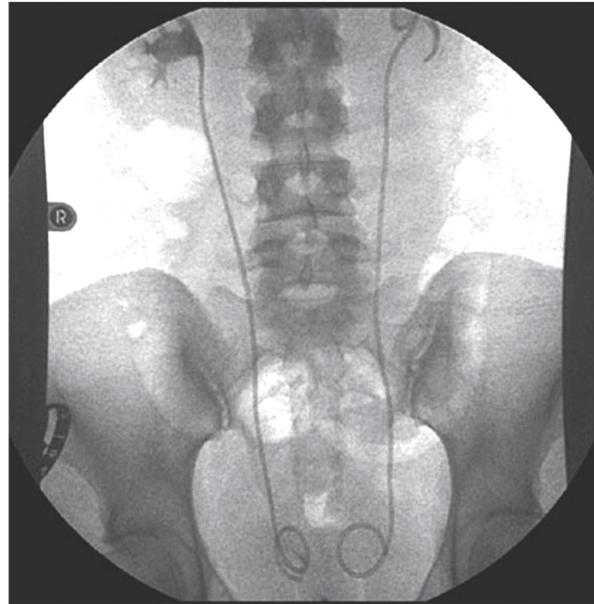


Abbildung 9: Harnleiterschleifen beidseits in vivo  
Quelle: [218]: S. 85, Abb. 4.43

Die Einlage der Harnleiterschleife erfolgt zumeist retrograd im Rahmen einer Zystoskopie und unter Röntgenkontrolle in Seldinger-Technik. Ist das dazu notwendige Auffinden des Ostiums nicht möglich, kann die Anlage auch mittels perkutaner Nierenpunktion und antegradem Vorschieben des Führungsdrahts erfolgen [7].

Trotz der mittlerweile fast 50-jährigen Erfahrung im Umgang mit Harnleiterschleifen ist die Komplikationsrate hoch. In bis zu 80 % der Fälle kommt es zu Schmerzen, Miktionsbeschwerden, Reflux und Hämaturie [108, 128] sowie in Abhängigkeit von der Liegedauer zu Infektionen und Stentverkrustungen [120]. Dementsprechend hoch ist auch der Forschungs- und Entwicklungsaufwand in Bezug auf neue Materialien, Beschichtungen und Bauweisen, die zu einer Vielzahl an unterschiedlichen Stentkonfigurationen geführt hat [213, 31, 25, 34, 32, 17, 4, 226]. Eine Zusammenfassung der gängigsten Materialien und Beschichtungen zeigt Tabelle 3.

		<b>Beispiele</b>	<b>Vorteile</b>	<b>Nachteile</b>
Trägermaterial	Polyurethane	PU / Tecoflex® / Hydrothane® / ChronoFlex® / Percuflex® / Aquavene® / Sof-Flex®	<ul style="list-style-type: none"> <li>Hohe Drainagekapazität</li> <li>Leichtes Handling</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Schnelle Verkrustung</li> <li>Schnelle Infektion</li> </ul>
	Silikone	Silikon / Vortek®	<ul style="list-style-type: none"> <li>Hohe Biokompatibilität</li> <li>Hohe Widerstandsfähig gegen Biofilmbildung, Verkrustung &amp; Infektion</li> <li>Hohe Gleitfähigkeit</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Niedrige Zugfestigkeit</li> <li>Leicht zu komprimieren</li> <li>Schwieriges Handling</li> </ul>
	Thermoplastische Elastomere	C-Flex® / PLA / PGA	<ul style="list-style-type: none"> <li>Höhere mechanische Widerstandskraft</li> <li>Teilweise biologisch abbaubar</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Schnelle Verkrustung</li> <li>Schnelle Infektion</li> </ul>
	Metalle	Nitinol (Nickel + Titan) / Titan / Edelstahl / Chrom-Cobalt	<ul style="list-style-type: none"> <li>Höchste mechanische Widerstandskraft</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Migration</li> <li>Gewebshyperplasie</li> <li>Infektion</li> </ul>
	Hyaluronsäure		<ul style="list-style-type: none"> <li>Geringere Verkrustung</li> <li>Höhere Biokompatibilität</li> </ul>	
	Hydrogel		<ul style="list-style-type: none"> <li>Hoher Röntgenkontrast</li> <li>Leichtes Einführen</li> </ul>	
	Heparin		<ul style="list-style-type: none"> <li>Hohe Widerstandsfähig gegen Biofilmbildung, Verkrustung &amp; Infektion</li> </ul>	
Beschichtungen	Weitere	Silber / Diamondlike carbon / Polyvinylpyrrolidone (PVP) / Phosphorylcholine / (Triclosan)		

Tabelle 3: Trägermaterialien und Beschichtungen von Harnleiterschienen  
 Daten aus: [213, 31, 25, 34, 32, 17, 4, 226]

## 2.5 Grundlagen der Dual-Energy-Computertomographie

Ein grundlegendes Problem bei der klassischen CT-Untersuchung liegt darin, dass Materialien ausschließlich aufgrund ihrer Massendichte differenziert werden, was dazu führen kann, dass trotz unterschiedlicher Elementarzusammensetzung der untersuchten Volumeneinheit (Voxel) die Bilddarstellung in Hounsfield-Einheiten (HU) identisch oder zumindest sehr ähnlich erfolgt [151]. Grundlage für die Berechnung der HU (Gleichung 1, Kapitel 2.5.1) ist der lineare Schwächungskoeffizient  $\mu$ , der sich nach dem Lambert-Beer'schen-Gesetz (Gleichungen 2a / b, Kapitel 2.5.1) ermitteln lässt [97]. Durch die simultane Erfassung von Schwächungskoeffizienten bei zwei unterschiedlichen Röhrenspannungen (= Dual-Energy), ermöglicht die DECT-Technik eine weitere Differenzierung von Materialien und Geweben auf chemischer Ebene, die im Rahmen des Postprocessings (Kapitel 2.5.3) unterschiedliche Rekonstruktionen erlaubt [77, 106]:

- Material decomposition (MDI) / Effective Z

Im Rahmen der Materialzerlegung können die chemische Zusammensetzung und der Jodgehalt von Geweben dargestellt werden [6, 148, 141, 57, 138].

- Virtual unenhanced / noncontrast (VNC)

Durch die zusätzlichen Informationen ist es möglich, den Jodanteil aus Kontrastverstärkten Bildern heraus zu rechnen, was zu einer virtuellen Nativaufnahme führt [78, 143, 112].

- Virtual monochromatic image (VMI)

Die gewonnenen Daten können so kombiniert werden, dass ein monochromatisches Bild eines gewünschten Energieniveaus entsteht [73, 150, 228, 229].

Aufgrund dieser Möglichkeiten findet die DECT-Technik zunehmend Anwendung in den unterschiedlichsten klinischen Bereichen:

### Thorax:

- Myokardperfusion und Infarkt Diagnostik [214, 185, 235, 104],
- Lungenperfusion [135, 89, 131, 58]
- Lungenventilation [72, 127, 209]
- Tumordiagnostik [204, 234, 29]
- Angiographie [48, 146]

### Gastrointestinal:

- Leber [47, 233, 162, 118, 105]
- Pankreas [39, 82]
- Magen [190]
- GI-Blutung [206]
- Kolonographie [111, 163]
- Kolorektales-Ca [71, 3, 40],
- Stromatumore [149, 3]

### Urogenital:

- Harnsteine [201, 197, 76]
- Nierentumore [75, 78, 212, 160]
- Nebennierentumore [77, 42, 81, 152]
- CT-Urographie [145, 154]

### ZNS:

- Ischämie [224, 65]
- Hämorrhagie [92, 80, 119]
- Angiographie [140, 217, 169]

### Muskuloskelettal:

- Gicht [133, 37]
- Knochen [168, 115, 222, 43, 215]
- Sehnen und Bänder [144, 166, 205]

## 2.5.1 Mathematisch-physikalische Grundlagen

Wie oben erwähnt, ist sowohl für die konventionelle- als auch für die DECT die Messung des Schwächungskoeffizienten  $\mu$  der durchstrahlten Volumeneinheit die Grundlage zur Datengewinnung. Der Schwächungskoeffizient ist dabei von der Energieabhängigkeit der Interaktion von Photonen mit Materie abhängig [193], die im Kontext der bildgebenden Verfahren durch den Photoeffekt sowie den Comptoneffekt dominiert wird (Abbildung 10) [45].

Die Rayleighstrahlung (auch Kohärente Streuung / Thomsonstreuung – weiterführend [130] S. 194 f.) wird dabei dem Comptoneffekt zugeschlagen bzw. vernachlässigt.

$$CT - Wert [HU] = 1000 * \frac{\mu - \mu_{Wasser}}{\mu_{Wasser}}$$

Gleichung 1: Berechnung von CT-Werten

Der CT Wert in Hounsfield-Einheiten ist definiert relativ zum linearen Schwächungskoeffizienten  $\mu$  von Wasser und stellt ein Maß für die Dichte dar [93].

$$I = I_0 e^{-\mu * x}$$

Gleichung 2a: Lambert-Beer-Gleichung

Mittels der Lambert-Beer-Gleichung kann der Zusammenhang zwischen Strahlungsintensität ( $I_0$  = Intensität der Ausgangsstrahlung,  $I$  = Intensität des Röntgenstrahls nach Materialdurchgang), der Schichtdicke  $x$  sowie dem Schwächungskoeffizienten  $\mu$  dargestellt werden [130].

$$I = I_0 e^{-\int \mu(x) * dx}$$

Gleichung 2b: Integralform der Lambert-Beer-Gleichung

Mittels der Integralenform der Lambert-Beer-Gleichung kann für infinitesimal kleine Wegstrecken ( $dx$ ) eines inhomogenen Materials der ortsabhängige Schwächungskoeffizient ( $\mu(x)$ ) ermittelt werden [130].

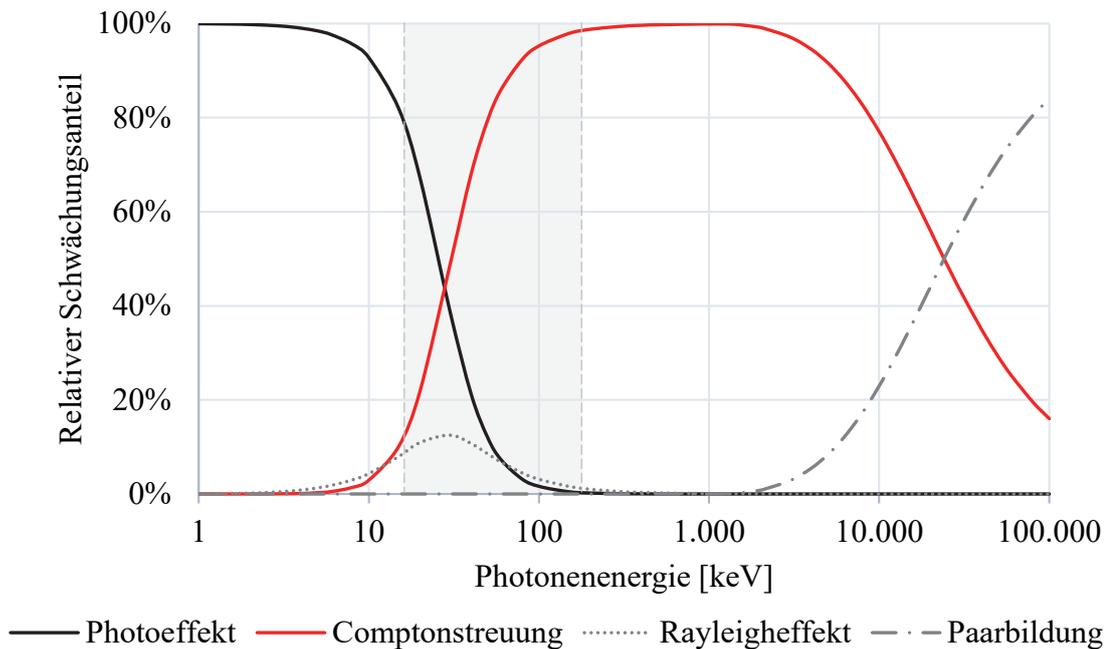


Abbildung 10: Relative Schwächungsanteile unterschiedlicher Wechselwirkungsprozesse  
 Dargestellt ist der relative Anteil unterschiedlicher Wechselwirkungsprozesse zur Gesamtschwächung von Photonen in Wasser in Abhängigkeit der verwendeten Strahlungsenergie.  
 Quelle: Eigene Darstellung – Daten aus [18]

Der gemessene Schwächungskoeffizient setzt sich somit aus mehreren Einzelprozessen zusammen (Gleichung 3), wobei die Zerlegung des gemessenen Gesamtschwächungskoeffizienten bei verschiedenen Strahlungsenergien in die jeweiligen Anteile die Grundlage für die mathematische Dekomposition in die unterschiedlichen Substanzen bildet [6, 87, 142, 35].

$$\mu(E) = \mu_p(\text{Photoeffekt})(E) + \mu_c(\text{Comptoneffekt})(E) + \mu_r(\text{Rayleigheffekt})(E)$$

Gleichung 3: Zerlegung der Gesamtschwächung in Einzelprozesse

## Photoeffekt

Der Photoeffekt (auch Photoelektrischer Effekt / Photoionisation / Photoabsorption) beschreibt den Vorgang, bei dem ein Photon seine gesamte Energie auf ein Schalelektron (meist K-Schale) überträgt, was bei Überschreitung der Bindungsenergie zur Emission eines Photoelektrons führt (Abbildung 11) [130]. Der Photoeffekt wurde 1905 von Albert Einstein postuliert (vergleiche [55]) und war Gegenstand seines Physik-Nobelpreises 1922, nicht die Entdeckung der Relativitätstheorie.

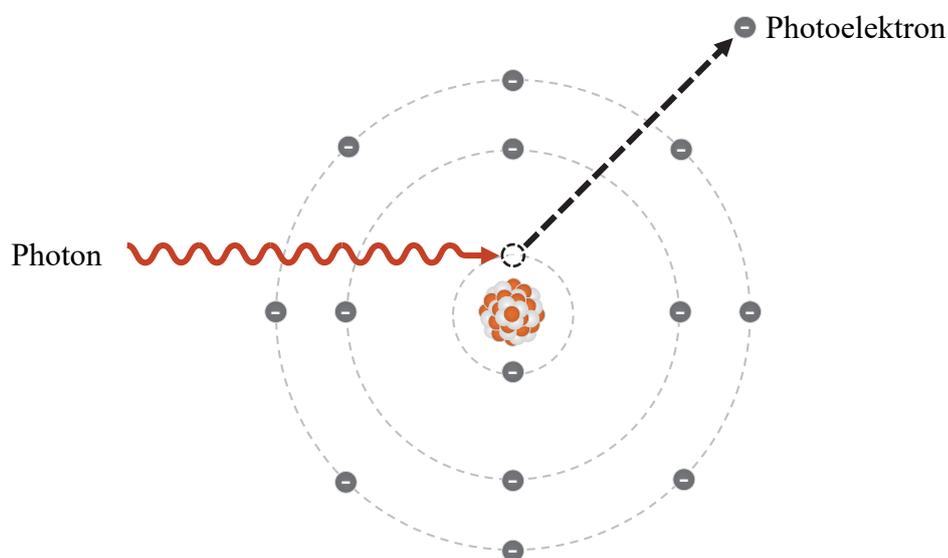


Abbildung 11: Schematische Darstellung des Photoeffekts  
Quelle: Eigene Darstellung in Anlehnung an [130]: S. 169, Abb. 6.1

Die Wahrscheinlichkeit für eine Photowechselwirkung ist dabei von der Ordnungszahl und der Strahlungsenergie abhängig und steigt mit der Ordnungszahl bzw. sinkt mit der verwendeten Energie (Gleichung 4) [87, 130].

$$\text{Für } E \ll 511 \text{ keV: } \mu_p \propto \rho * \frac{Z^n}{E^3}$$

Gleichung 4: Verhalten des Photoabsorptionskoeffizienten  $\mu_p$  in Abhängigkeit von der Dichte  $\rho$ , der Ordnungszahl  $Z$ , dem Ordnungszahlexponenten  $n$ , sowie der einfallenden Strahlungsenergie  $E$  [keV]. Der Ordnungszahlexponent  $n$  liegt für leichte Elemente zwischen 3,5-4, für schwere zwischen 3-3,5.  
[87, 35, 142, 130]

Für die Berechnung bei Dual-Energy-Messungen gilt als Näherung für den Photoabsorptionskoeffizienten Gleichung 5.

$$\mu_p \cong K_1 * N_g * \rho * \frac{Z^{3,8}}{E^{3,2}}$$

Gleichung 5: Annäherung an den Photoabsorptionskoeffizienten für Dual-Energy Messungen

$$K_1 = \text{Konstante} = 9,8 * 10^{-24}, N_g = \frac{Z(\text{Ordnungszahl})}{A(\text{Atommasse})} * N_A(\text{Avogadrozahl})$$

[134, 6, 220, 35]

Ein Photon, das auf diese Weise absorbiert wurde, kann auch nicht mehr mit dem Fotodetektor des Computertomographen interagieren, was somit zur Abnahme der gemessenen Strahlungsintensität führt. Dieser Zusammenhang erklärt auch die Entstehung von Kontrast in der Röntgendiagnostik und die Eignung von Substanzen mit hoher Ordnungszahl als Kontrastmittel, so zum Beispiel von Jod ( $Z = 53$ ) (Abbildung 12) [97, 110].

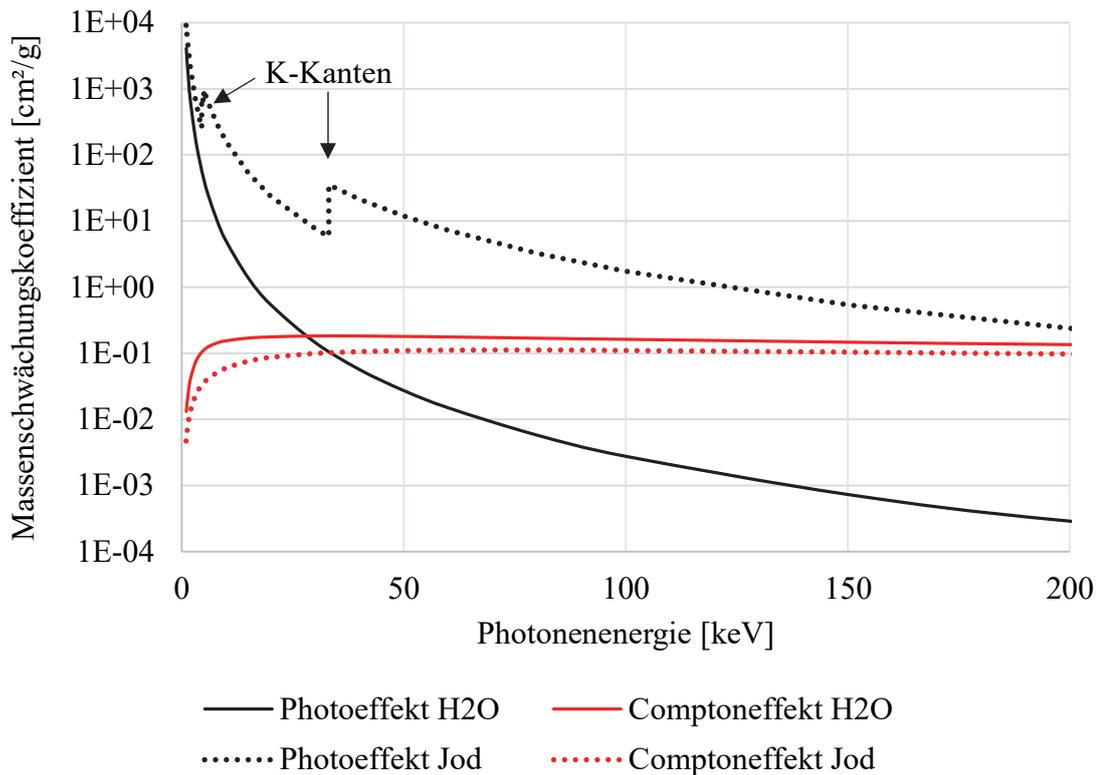


Abbildung 12: Vergleich der Schwächungseigenschaften von Jod und Wasser  
Quelle: Eigene Darstellung - Daten aus [18]

## Comptoneffekt

Der Comptoneffekt (auch Comptonstreuung, inkohärente Streuung) tritt im Vergleich zum Photoeffekt an den äußeren Elektronenschalen auf und beschreibt den Vorgang, bei dem nur ein Teil der Energie des einfallenden Photons auf ein Hüllenelektron übertragen wird, was - aufgrund der geringeren Bindungsenergie - zur Emission eines Compton-Elektrons führt sowie zur Streuung des einfallenden Photons (Abbildung 13) [130].

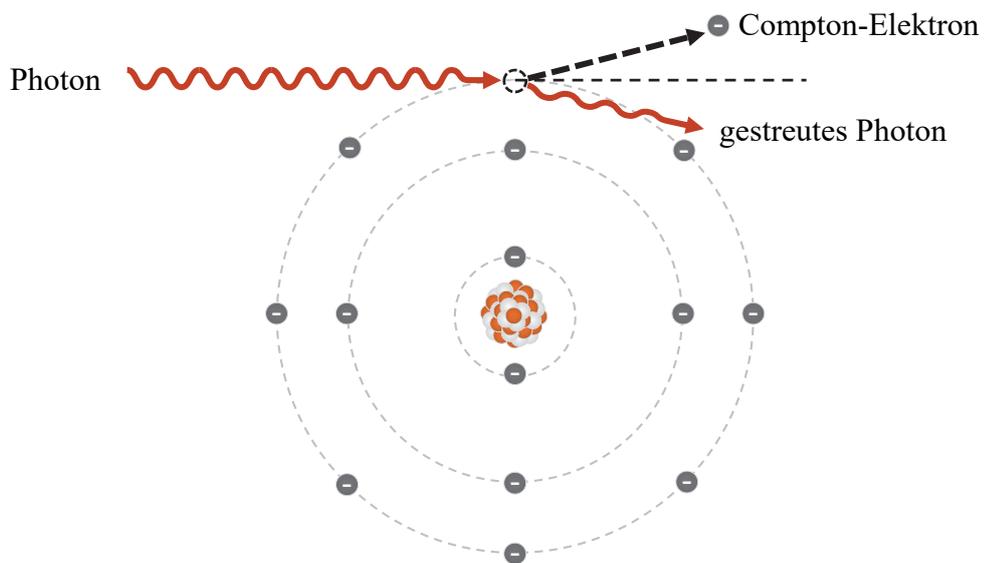


Abbildung 13: Schematische Darstellung des Comptoneffekts  
Quelle: Eigene Darstellung in Anlehnung an [130]: S. 174, Abb. 6.4

Der Comptoneffekt ist dabei weitgehend unabhängig von der Ordnungszahl  $Z$  und verhält sich proportional zur Dichte  $\rho$  der durchstrahlten Substanz (Gleichung 6) [130].

$$\mu_c \propto \rho \frac{Z}{A}$$

Gleichung 6: Verhalten des Comptonkoeffizienten  $\mu_c$  in Abhängigkeit von der Dichte  $\rho$ , der Ordnungszahl  $Z$ , und der Atommasse  $A$ , wobei  $\frac{Z}{A} \approx \frac{1}{2}$ .

[142, 130]

Als Näherung für die Berechnung des Comptoneffekts bei Dual-Energy-Messungen ergibt sich Gleichung 7.

$$\mu_c(E) = K_2 * \rho * \frac{Z}{A} * f_{KN}(E)$$

$K_2 = 2\pi r_0^2$ ,  $r_0$ = Elektronenradius,  $\rho$  = Dichte,  $Z$  = Ordnungszahl,  $A$  = Atommasse,  
 $f_{KN}$ =Klein-Nishina Funktion.

Gleichung 7: Berechnung des Comptonkoeffizienten  $\mu_c$   
[6, 134]

Aufgrund der Abhängigkeit von der Dichte leistet der Comptoneffekt den größten Beitrag bei der Darstellung von Dichteunterschieden [110, 97]. Gleichzeitig ist der Comptoneffekt aber maßgeblich für die Streustrahlung in der Röntgendiagnostik verantwortlich, was zum einen die Qualität der Röntgenaufnahme negativ beeinflusst und zum anderen zur Strahlenbelastung des Patienten sowie des Personals führt, was den Einsatz von geeigneten Strahlenschutzmaßnahmen wie Bleischürzen notwendig macht [130, 97].

### Dual-Energy-Gleichung

Durch Integration der Gleichungen 5 und 7 in Gleichung 3 erhält man die Basis zur mathematischen Lösung der Materialzerlegung im Dual-Energy:

$$\mu(E) = \mu_p(E) + \mu_c(E) = \alpha_p f_p(E) + \alpha_c f_c(E) \Rightarrow \begin{cases} \mu(E_N) = \alpha_p f_p(E_N) + \alpha_c f_c(E_N) \\ \mu(E_H) = \alpha_p f_p(E_H) + \alpha_c f_c(E_H) \end{cases}$$

$$\alpha_p, \alpha_c = \text{Materialabhängig: } \alpha_p \propto \rho Z^{3,8}, \alpha_c \propto \rho \frac{1}{2},$$

$$f_p, f_c = \text{Energieabhängig: } f_p \propto \frac{1}{E^{3,2}}, f_c = f_{KN}$$

$E_N$  = Niedriges Energieniveau,  $E_H$  = Hohes Energieniveau

Gleichung 8: Mathematische Grundlage der Materialzerlegung

Die Akquisition von zwei unabhängigen Messdatensätzen, bei unterschiedlichen Energiespektren ( $E_N, E_H$ ), ermöglicht durch Inversion des Gleichungssystems, die Anteile der Comptonstreuung und des Photoeffekts heraus zu rechnen, die über die Materialabhängigkeit von  $\alpha_p$  und  $\alpha_c$  zur gewünschten Information über die chemische Zusammensetzung des gemessenen Voxels führt. Die Herleitung, Auflösung und Validierung des Gleichungssystems ist in der Literatur wegweisend erörtert [6, 134, 87, 28, 38, 138].

### 2.5.2 Technische Grundlagen

Um die unterschiedlichen Messdatensätze generieren zu können, sind unterschiedliche technische Lösungen verfügbar, die sich in Anordnung und Aufbau von Strahlenquelle und Detektorsystem unterscheiden. Die heute gängigsten Systeme beruhen auf kV-Switching, Multilayer-Detektoren, sowie Dual-Source-Konfiguration (Abbildung 14) [151, 10, 106].

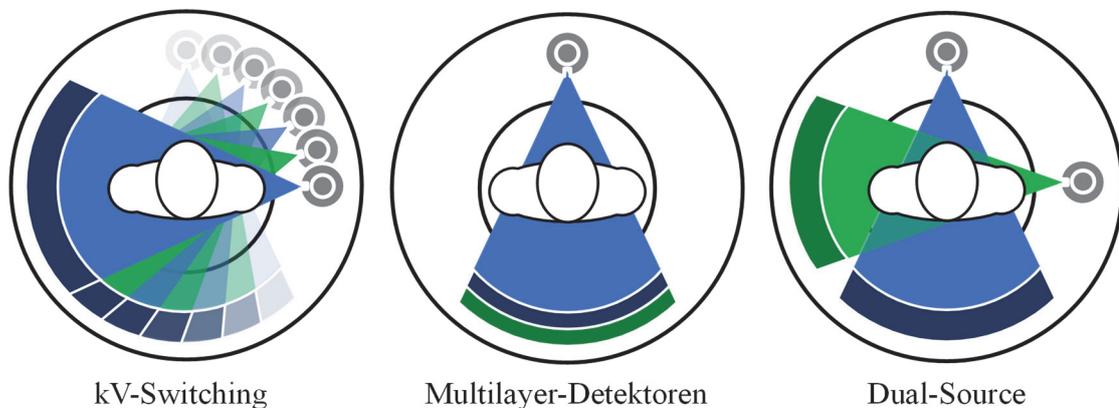


Abbildung 14 a-c: Übersicht der einzelnen DECT-Systeme  
Quelle: Eigene Darstellung in Anlehnung an [193, 60]

#### KV-Switching

Bei diesem Verfahren entspricht der Aufbau einem klassischen CT-Gerät mit einer Strahlenquelle und dazugehörigem Detektor. Allerdings wird die Röhrenspannung - möglichst innerhalb einer Projektion - zwischen einem hohen (140 kV) und niedrigen Energieniveau (80 kV) umgeschaltet [106, 60, 10, 207].

Die Vorteile dieses Verfahrens liegen im klassischen Aufbau des Geräts, was eine komplette Erfassung des Patientenquerschnitts (Field of view „FOV“ von 50cm) ermöglicht und kostengünstiger ist, einer hohen zeitlichen Auflösung sowie der Möglichkeit einer direkten Rohdatenbasierten Materialzerlegung [60, 151, 232]. Die größte Schwäche dieser Konfiguration ergibt sich ebenso aus der Verwendung nur einer Röntgenquelle, da die Umschaltzeiten zwischen den beiden Energieniveaus endlich sind, was zu einer Abschrägung der Flanken der Rechteckspannung und somit „verwaschenen“ Spektren führt [60]. Des Weiteren ist die Photonenausbeute bei niedriger Spannung geringer, da der Röhrenstrom - technisch bedingt – nicht schnell genug adaptiert werden kann und es nicht möglich ist, Filter zur Strahlaufhärtung einzusetzen [106, 56].

### Multilayer-Detektoren

Der Einsatz von Mehrschichtdetektoren („Sandwich-Detektoren“) ermöglicht es ebenfalls, Informationen zu unterschiedlichen Energiespektren zu generieren [24, 187]. Dabei macht man sich das polychromatische Strahlenspektrum der Röntgenquelle (Abbildung 15) zu Nutze, wobei die Zerlegung in den hochenergetischen und niedrigenergetischen Anteil auf Detektorebene stattfindet [56, 187]. Die hierfür notwendigen Detektoren be-

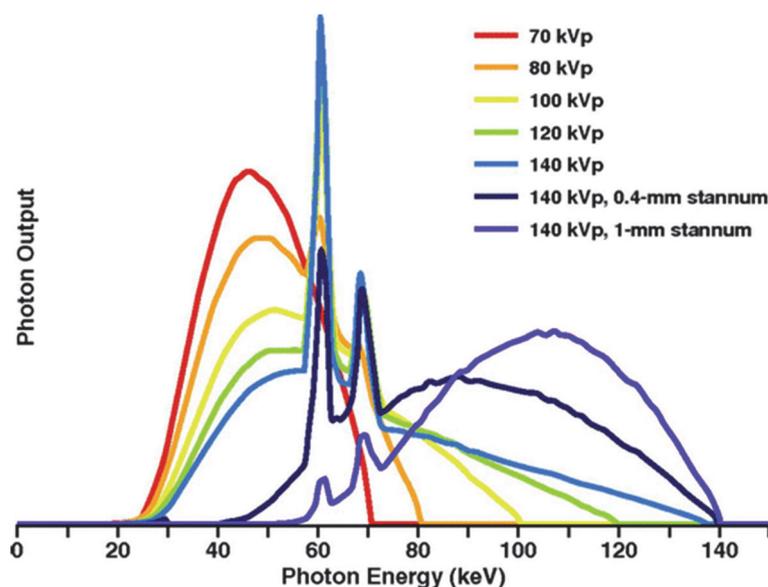


Abbildung 15: Simulierte Strahlenspektren  
Quelle: [106]: S.5, Abb. 1b

stehen aus zwei Szintilatorebenen, wobei die obere Schicht die niedrigenergetischen Photonen absorbiert, was zu einer Vorfilterung führt und der unteren Detektorebene, die mit den verbleibenden hochenergetischen Photonen wechselwirkt [56, 187, 60]. Die Vorteile dieser Technik liegen insbesondere in der zum konventionellen CT

fast äquivalenten Strahlenbelastung, der örtlich und zeitlich simultanen Erfassung der Dual-Energy-Daten und der vollen Nutzung des Field of View [60, 151]. Demgegenüber

stehen - bedingt durch entstehende Streustrahlung auf der ersten Detektorebene - ein höheres Rauschen sowie ein reduzierter Energie- und damit Materialkontrast, da eine hohe Überlappung im Übergangsbereich von hoher und niedriger Photonenenergie stattfindet [60, 151].

### Dual-Source-CT

Im Gegensatz zu den vorgenannten Lösungen kommen hier zwei vollwertige Strahlenquellen (= „Dual-Source“) sowie korrespondierende Detektoren zum Einsatz, die orthogonal ( $90\text{-}95^\circ$ ) zueinander angeordnet sind [167]. Diese Konfiguration ermöglicht die simultane Erfassung desselben Volumens bei unterschiedlichen Energiespektren [60]. Darüber hinaus ist es möglich, die Spannung und Stromstärke der Strahlungsquellen getrennt voneinander zu steuern und bei Bedarf eine Vorfilterung des Strahlenspektrums vorzunehmen [129]. Dies gestattet in Fällen, in denen eine hohe zeitliche Auflösung gefordert ist (zum Beispiel bei kardiovaskulären Aufnahmen), beide Strahlenquellen bei gleichem Energieniveau zu betreiben, was in einer Halbierung der Scanzeit resultiert oder im Falle adipöser Patienten zu einer ausreichend hohen Photonenausbeute [167, 107].

Aus dieser Konfiguration ergeben sich allerdings auch Nachteile. So ist im rotierenden Teil der CT-Gantry aktueller Systeme kein Platz für zwei vollwertige Detektoren, was zu einer Reduktion des Field of View für Dual-Energy Messungen auf  $26\text{-}35\text{cm}$  führt [10, 106, 60]. Ebenso kommt es zur Querstreuung zwischen beiden Systemen, die zu einem erhöhten Rauschen beiträgt [106]. Bedingt durch den Phasenversatz von  $90^\circ$  zwischen hohem und niedrigem Energieniveau auf der Z-Achse ist es auch nicht möglich, direkt in der Projektionsebene eine Materialzerlegung vorzunehmen, sondern erst durch Rückprojektion in der Bildebene, was in einer reduzierten Genauigkeit bei der Materialdifferenzierung sowie einer geringeren Toleranz für Aufhärtingsartefakte resultiert [60, 151].

Ein weiteres Konzept, das sich allerdings noch in der Entwicklungsphase befindet, ist der Einsatz von Detektoren, die in der Lage sind, das Energieniveau einzelner Photonen zu messen [11, 183, 216].

Alle vorgenannten DECT-Techniken sind in der Lage, eine robuste und materialspezifische Charakterisierung zu gewährleisten, wobei die Dual-Source-Konfiguration nach derzeitigem Stand der Technik die besten Resultate gewährt [64, 56, 5].

### 2.5.3 Aufbereitung der Messdaten

Da die Datengewinnung für die vorliegende Arbeit mittels Dual-Source-CT (SIEMENS SOMATOM Force) erfolgte, wird dieses Kapitel unter dem Fokus auf diese Konfiguration betrachtet. Ergänzend empfehlen sich die Artikel [149, 197, 167].

Die primäre Rekonstruktion der Messdaten erfolgt direkt in der CT-Workstation und liefert drei separate CT-Bilderstapel mit Hounsfield-Einheiten für typischerweise 140 kVp und 80 kVp sowie ein gewichtetes Bild, das einer Standard 120 kVp-CT entspricht [194, 70]. Letzteres hat den Vorteil, dass für den Radiologen ein gewohnter Bildeindruck entsteht, der einen unveränderten Ablauf der Routinebefundung ermöglicht [106].

Die eigentliche Dual-Energy-abhängige Analyse findet anschließend auf der 80 / 140 kVp-Bildebene statt, die sich in zwei Schwerpunkte gliedern lässt: zum einen in Algorithmen zur Verbesserung der Bildqualität und zum anderen in materialabhängige Algorithmen zur Identifikation und Differenzierung von Substanzen sowie deren Quantifizierung [106].

### Algorithmen zur Verbesserung der Bildqualität

Für die Optimierung der Bildqualität sind zwei Methoden relevant: Die gewichtete (Weighted images - WI) [61] sowie die virtuelle monochromatische Bilddarstellung (Virtual monochromatic images - VMI) [229].

Bei der gewichteten Bilddarstellung (WI) macht man sich die Tatsache zunutze, dass die 80 kVp-Bilder einen hohen Kontrast bei hohem Bildrauschen aufweisen und sich die 140 kVp-Bilder genau entgegengesetzt verhalten [148]. Durch die gewichtete Kombination dieser Informationen in einem neuen, virtuellen Bild ist es möglich, die Bilddarstellung gegenüber einem konventionellen CT zu verbessern [228]. Für ein verbessertes Signal-

zu-Rausch-Verhältnis (SNR) eignet sich eine Gewichtung zugunsten der höheren Energie, wohingegen für ein besseres Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR) sowie zur verbesserten Demaskierung von Läsionen ein niedrigeres Energieniveau beiträgt [180].

Für die Generierung einer Standard 120 kVp-CT ist eine lineare Gewichtung von 0,3 (30% 80 kVp-Bild / 70% 140 kVp-Bild) bis 0,5 üblich, wobei für andere Darstellungen beliebige Kombinationen, auch nichtlinearer Gewichtungen möglich sind, Abbildung 16a-d [194, 230, 106].

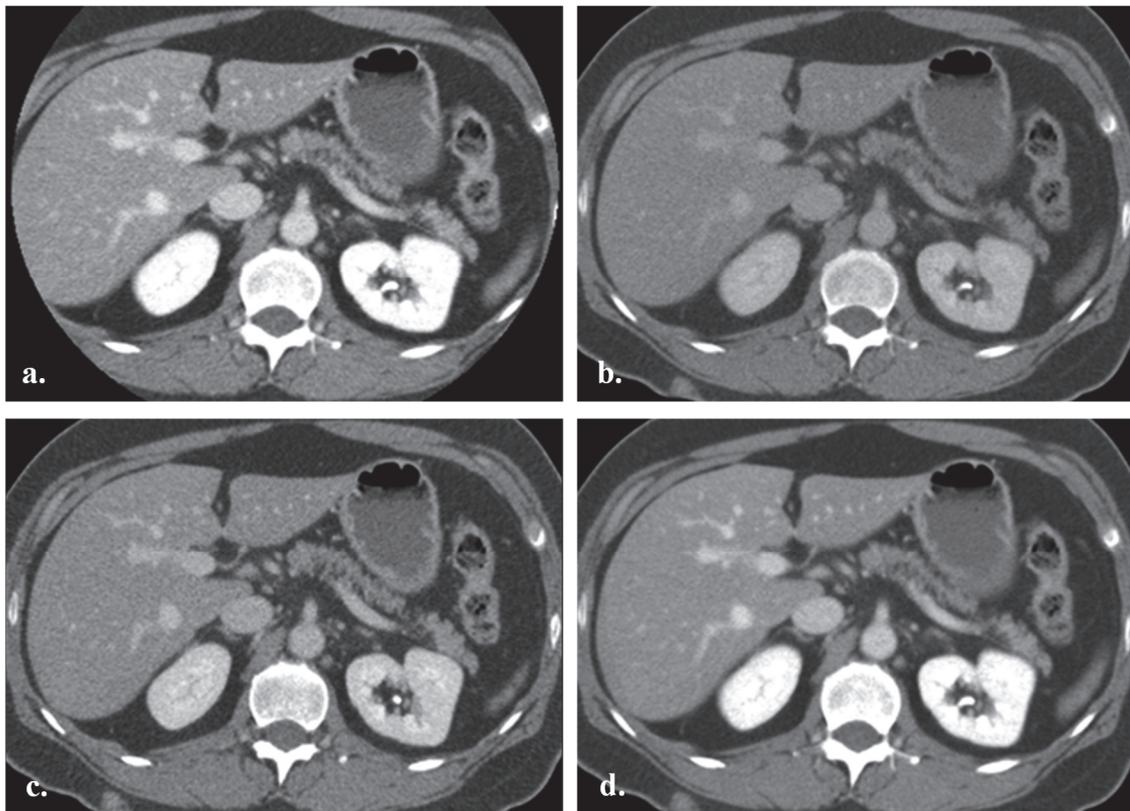


Abbildung 16: Gewichtete Bilddarstellung in der DECT  
Bilddarstellung bei (a) 80-kVp, (b) 140-kVp, (c) lineare Gewichtung von 0,3, (d) nicht lineare Gewichtung

Quelle: [148]: S. 333, Abb. 3

Die virtuelle monochromatische Bilddarstellung (VMI) bietet die Möglichkeit einer effektiven Reduktion von (Metall-) Aufhärungsartefakten [14, 229] sowie einer verbesserten Jodkontrastdarstellung [74]. Die Bilder werden dabei so berechnet, dass sie einer CT-Aufnahme bei einem bestimmten, diskreten (monoenergetischen) Energieniveau (typischerweise zwischen 40 – 140 keV) entsprechen und nicht wie bei einem Standard-CT

die Daten aus einem Energiespektrum (polychromatisch) mit einer maximalen Energie (z.B. 120 kVp) stammen [148, 208].

Aufhärtungsartefakte entstehen dann, wenn aus dem polychromatischen Strahlenbündel niederenergetische Anteile an Strukturen mit hoher Dichte (z.B. Knochen oder Implantate) überproportional stark absorbiert werden und somit der relative Anteil höherenergetischer Photonen steigt (Auhärtung) [130, 231]. Die Gesamtschwächung des Strahlenbündels ist dann keine lineare Funktion der Absorberdicke mehr und führt zu Artefakten bei der Rekonstruktion [23, 15]. Durch die Betrachtung eines isolierten Energieniveaus können diese Aufhärtungsartefakte reduziert werden [148, 73], wobei insbesondere bei niedrigen keV und mit zunehmender Absorberdicke Messungenauigkeiten verbleiben [73] (Abbildung 17).

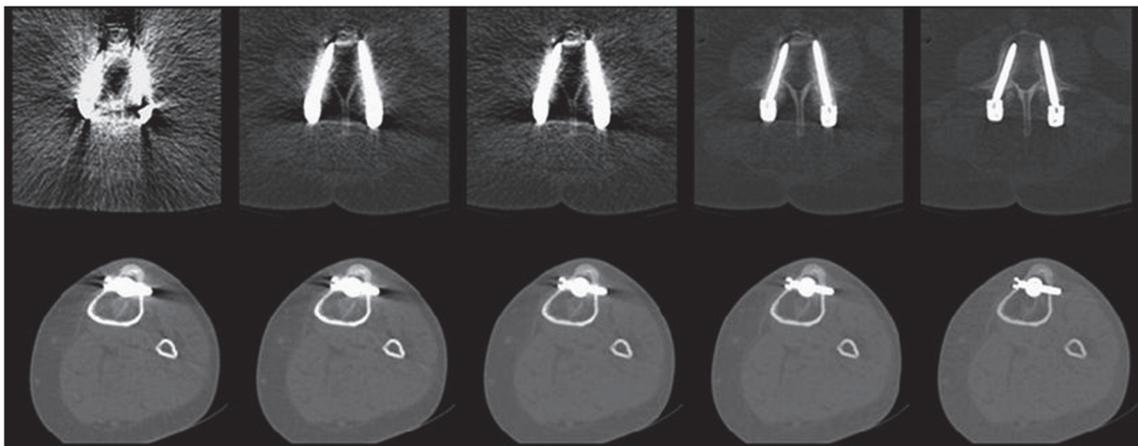


Abbildung 17: Monoenergetische Bildrekonstruktionen  
Darstellung von Schrauben in der Wirbelsäule und der Tibia bei 64, 69, 88, 105 keV- sowie einer optimalen keV-Einstellung (v.l.n.r.)  
Quelle: [14]: S. 1426, Abb. 1

Wie bereits oben dargestellt, verfügen Aufnahmen bei niedrigen keV über hohen Kontrast bei starkem Rauschen während sich mit zunehmenden keV das Verhältnis umkehrt. Insbesondere für Jod steigt dabei der Kontrast bei niedrigen keV Werten (bedingt durch die K-Kante bei 33 keV (Abbildung 12)), überproportional an [229]. Durch die Möglichkeit aus realen Aufnahmen mit höherer kVp niedrige keV Daten zu erzeugen, lässt sich dieses Verhalten nutzen und zu virtuellen Bildern mit verbessertem Jodkontrast und Rauschverhalten kombinieren (Abbildung 18) [74].

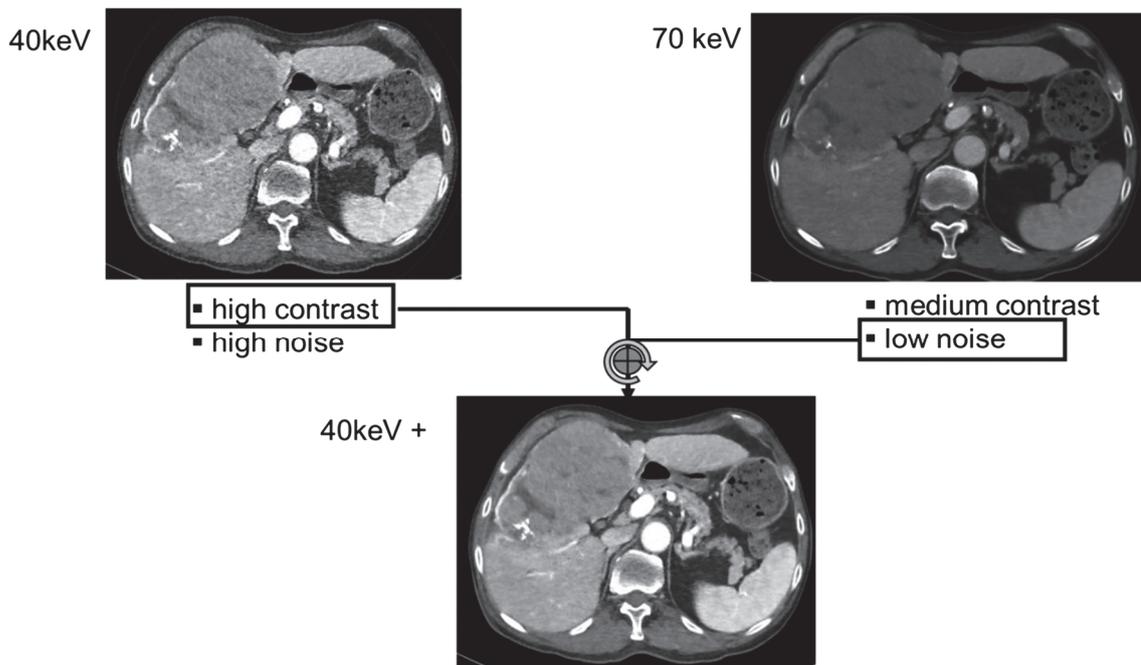


Abbildung 18: Verbesserung des Jodkontrastes und der Bildqualität  
Die Kombination von monoenergetischen Bildern erlaubt eine Erhöhung des Jodkontrastes bei gleichzeitig niedrigem Bildrauschen  
Quelle: [74]: S. 587, Abb. 1

## Algorithmen zur materialspezifischen Darstellung

Um zunächst Informationen zur Massendichte und effektiver Kernladungszahl aus den Bilddaten zu generieren, stehen zwei Rechenmodelle zur Verfügung: die  $\rho Z$ -Zerlegung [87] sowie die Basismaterialzerlegung [138].

Die  $\rho Z$ -Zerlegung hat den Vorteil, dass vorab keine Basismaterialien definiert werden müssen, allerdings zeigt sie Schwächen bei der Bestimmung von Mischsubstanzen großer unterschiedlicher Kernladungszahl [87, 138].

Die Basismaterialzerlegung ist das gängigere Verfahren, da sie in der Lage ist, die gewünschten Informationen aus Mischungen und Verbindungen direkt zu extrahieren [107, 174, 138]. Grundlage ist die Annahme, dass sich für jedes Voxel der gemessene Schwächungswert bei hohem und niedrigem Energieniveau durch die gewichtete Summe von Messwerten bekannter Basismaterialien erklären lässt [208, 151]. Bei der Zwei-Material-

Zerlegung werden häufig die Basismaterialien Jod (hoher Anteil photoelektrischer Effekt) und Wasser (hoher Anteil Comptonstreuung) herangezogen, für die Drei-Materialzerlegung Weichteilgewebe, Jod und je nach Fragestellung Fett, Calcium oder Luft [148, 60, 151]. Jedes gemessene Material kann dabei als charakteristische Kombination der Schwächungswerte der Basismaterialien interpretiert werden [61]. Dazu werden zunächst die HU-Wertepaare für die gewählten Basismaterialien bekannter Zusammensetzung und Dichte in einer Referenzmessung erfasst, wobei die Messwerte für das niedrige Energieniveau (meist 80 kV) auf der y-Achse und für das hohe Energieniveau (meist 140 kV) auf der x-Achse aufgetragen werden (Abbildung 19) [61, 151]. Anschließend erfolgt nach dem gleichen Prinzip die Erfassung der Messwerte aus den hoch- und niedrig Energiebildern, die dann, je nach Lage in Bezug auf die Basismaterialien, in die gesuchte Information zur Materialzusammensetzung umgerechnet werden [151, 106].

Um anschließend eine farbkodierte Darstellung der gewonnenen Informationen zu erhalten, wird eine Steigung für das Verhalten der Dichtewerte vorgegeben und die Messwerte entsprechend dieses Schwellenwertes dargestellt (Abbildung 19 - Messwerte für Substanz 1 - rot / Substanz 2 - blau) [106]. Diese Methode eignet sich insbesondere zur Differenzierung von Harnsteinen (Harnsäure – rot / Calcium – blau) [76] und wird daher auch in der vorliegenden Arbeit angewandt.

Eine weitere Darstellungsmöglichkeit im Rahmen der Quantifizierung von Substanzen besteht in der Verstärkung oder Unterdrückung von Basismaterialien [49]. So ist es im Falle von Jod möglich, aus einer kontrastverstärkten Aufnahme den Jodgehalt heraus zu rechnen, was zu einer virtuellen Nativaufnahme führt [78, 49]. Ebenso kann das Jodsignal farbkodiert verstärkt dargestellt werden, was insbesondere Rückschlüsse auf die Perfusion von Geweben erleichtert [209, 72]. Ein weiteres Beispiel stellt der Kalziumgehalt dar, der eine automatisierte Unterdrückung von Knochengewebe ermöglicht und in der CT-Angiographie eine klarere Visualisierung des Gefäßlumens erlaubt [155, 164].

Eine dritte Möglichkeit, um die DE-Messwerte einer Interpretation zugänglich zu machen, ist die numerische Darstellung mittels des Dual-Energy-Index (DEI), der die relative Veränderung der HU-Werte bei den unterschiedlichen Energieniveaus repräsentiert [76, 27, 197].

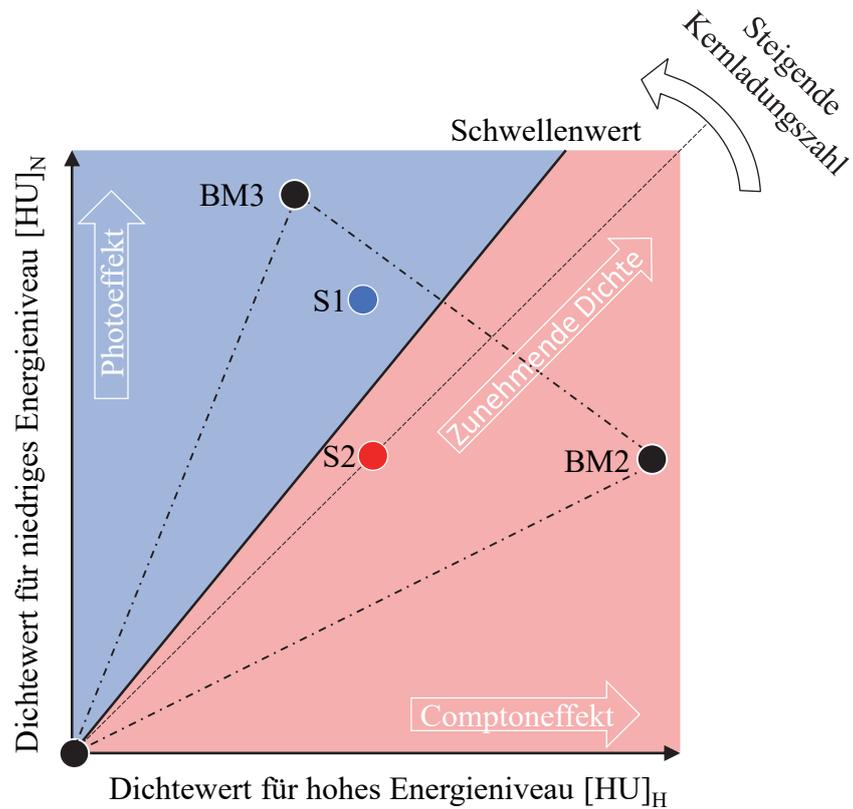


Abbildung 19: Schematische Darstellung der Materialzerlegung zur Differenzierung und Quantifizierung von Substanzen (Basismaterialien BM 1-3, Substanzen S1 und S2)  
Quelle: Eigene Darstellung

Der DEI wird dabei für jedes Voxel separat berechnet und ist von den jeweiligen Scanparametern abhängig:

$$DEI = \frac{[HU]_N - [HU]_H}{[HU]_N + [HU]_H + 2000}$$

$[HU]_N$  Schwächungswert für niedriges Energieniveau,  $[HU]_H$  Schwächungswert für hohes Energieniveau

Gleichung 9: Berechnung des Dual-Energy-Index (DEI) [216, 76, 27]

Die errechneten DEI-Werte können dann zur Differenzierung der untersuchten Materialien in der Region of Interest (ROI) herangezogen werden (Tabelle 4) [76].

<b>Material</b>	<b>DEI</b>	<b>Daten aus</b>	<b>Kommentar</b>
Fettgewebe	-0,0242		
Weichteil	-0,0039		
Wasser	0,0000		
Muskel	0,0022	[26]	Simulierte Werte DS-DECT 80 & 140 kVp
CO <sub>2</sub>	0,0025		
Luft	0,0063		
Knochen	0,1665		
Jod	0,5686		
	0,1155	[76]	DS-DECT 80 & 140 kVp
Kalziumoxalatsteine	0,111	[19]	MD-DECT 80 & 140 kVp
	0,105	[156]	DS-DECT 80 & 140 kVp
	0,0051	[76]	DS-DECT 80 & 140 kVp
Harnsäuresteine	0,005	[19]	MD-DECT 80 & 140 kVp
	0,005	[156]	DS-DECT 80 & 140 kVp

Tabelle 4: Übersicht unterschiedlicher Dual-Energy-Indices

# 3 MATERIAL UND METHODEN

## 3.1 Spezifizierung der Harnleiterschienen

Grundlage für die Auswahl der Harnleiterschienen waren die zum Zeitpunkt der Studie (2015) am häufigsten verwendeten Exemplare in der Urologischen Klinik und Poliklinik der Universität München. Es wurden 36 unterschiedliche Stents von sieben Herstellern untersucht, wobei als Trägermaterialien Polyurethan (n = 24), Silikon (n = 4), Vortek® - proprietäres Material der Firma Coloplast - (n = 5), thermoplastisches Elastomer – „TPE“ (n = 2) sowie Metall (n = 1) repräsentiert waren (vergleiche Tabelle 5).

<b>Hersteller</b>	<b>Bezeichnung</b>	<b>Material</b>	<b>Typ</b>
	Biosoft Duo (BNAA75)	Polyurethan	Stent
	PU-R (AC4B75)	Polyurethan	Stent
	PU-R (AC4D75)	Polyurethan	Stent
	PU-S (AC4274)	Polyurethan	Stent
	Silicone (AJ4275)	Silikon	Stent
	Silicone (AJ4A75)	Silikon	Stent
Coloplast / Porges	Silikon Pyelostent (AJ4Y85)	Silikon	Stent
	Silikon Stenostent (AJ4W85)	Silikon	Stent
	Vortek (ACB576)	Vortek	Stent
	Vortek Hydrogel (BCFA75)	Vortek	Stent
	Vortek Hydrogel (BNFA75)	Vortek	Stent
	Vortek Mono-J (ACA207)	Vortek	Stent
	Vortek Tumor Stent (BCCG75)	Vortek	Tumorstent

Tabelle 5 (Teil 1 / 2): Übersicht der untersuchten Harnleiterschienen

<b>Hersteller</b>	<b>Bezeichnung</b>	<b>Material</b>	<b>Typ</b>
Cook	Resonance (RMS-060022-R)	Metall	Stent
	Universa UFH (UFH-722-T1)	Polyurethan	Stent
	C-Flex Towers (037732)	TPE	Stent
	Universa Soft (USH-722-T1)	TPE	Stent
IMP	Tumorstent (S 137 996 070 300)	Polyurethan	Tumorstent
Optimed	Carbosoft (3090-2400)	Polyurethan	Stent
	Optipur (3034-2400)	Polyurethan	Stent
	Optisoft (3004-2400)	Polyurethan	Stent
	Optisplint (3064-2400)	Polyurethan	Stent
Rüsch	DD-Ureterstent (334801)	Polyurethan	Stent
	Integral Stent Set (334201)	Polyurethan	Stent
	Superglide DD (334841)	Polyurethan	Stent
	Superglide integral (334248)	Polyurethan	Stent
Uromed	Heparius MIT Perforation (4377-28)	Polyurethan	Stent
	Heparius OHNE Perforation (4387-28)	Polyurethan	Stent
	HYDROPUR - PUR X-Ray (4640-28)	Polyurethan	Stent
	HYDROPUR (4697-28)	Polyurethan	Stent
	HYDROPUR steuerbar (4687-28)	Polyurethan	Stent
Urotech	GREEN-STAR (EG-480628)	Polyurethan	Stent
	WHITE-STAR (ES-370628)	Polyurethan	Stent
	WHITE-STAR JJ (ES-570730)	Polyurethan	Stent
	YELLOW-STAR (EP-360628)	Polyurethan	Stent
	YELLOW-STAR Tumor (TU-360628)	Polyurethan	Tumorstent

Tabelle 5 (Teil 2 / 2): Übersicht der untersuchten Harnleiterschienen

## 3.2 Entwicklung eines Wasserphantoms

Zur Messung der Harnleiterschienen wurde zunächst ein zylindrisches Wasserphantom entwickelt, das zwei Stents parallel tragen konnte. Grundlage stellte ein 10,4 L Flüssigkeit fassender Polyethylenterephthalat-Kanister dar, der mit 36°C Wasser gefüllt wurde. Die Harnleiterschienen wurden durch modifizierte Klemmen mittig fixiert und mit einem elastischen Längenausgleichselement auf Spannung gehalten. Um Lufteinschlüsse auszuschließen, wurden die Stents beim Einbringen in das Wasserphantom mit 36° Wasser gespült und bis zum Abschluss der Messungen unter Wasser gehalten. Als Widerlager auf dem Kanisterboden diente ein Neodymmagnet, der mit der unteren Halterung mittels Epoxidharz verklebt wurde und durch einen zweiten Magneten auf der Außenseite in Position gehalten wurde. Um eine sichere Identifizierung der Harnleiterschienen bei der Auswertung zu gewährleisten, wurde an der Außenseite ein Referenzstent befestigt und die nummerierten Harnleiterschienen in aufsteigender Zahlenreihenfolge in räumlichen Bezug zur Referenz gemessen (Abbildungen 20 u. 21).

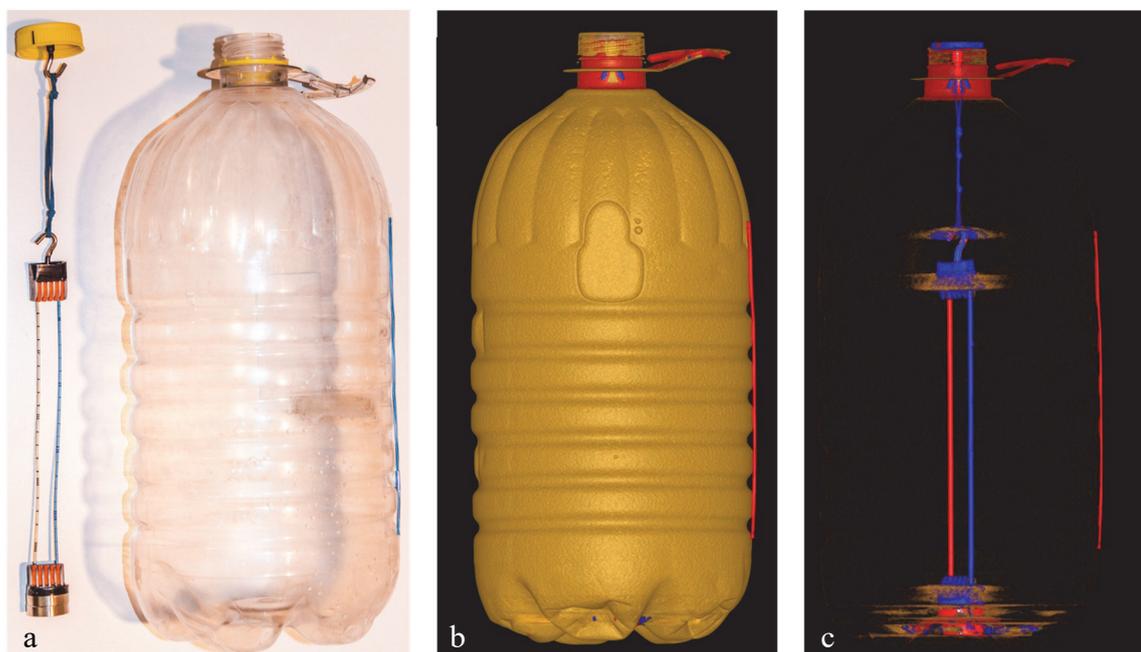


Abbildung 20: Wasserphantom

(a) Leeres Wasserphantom mit isolierter Haltevorrichtung, (b-c) DECT-Aufnahmen des Wasserphantoms

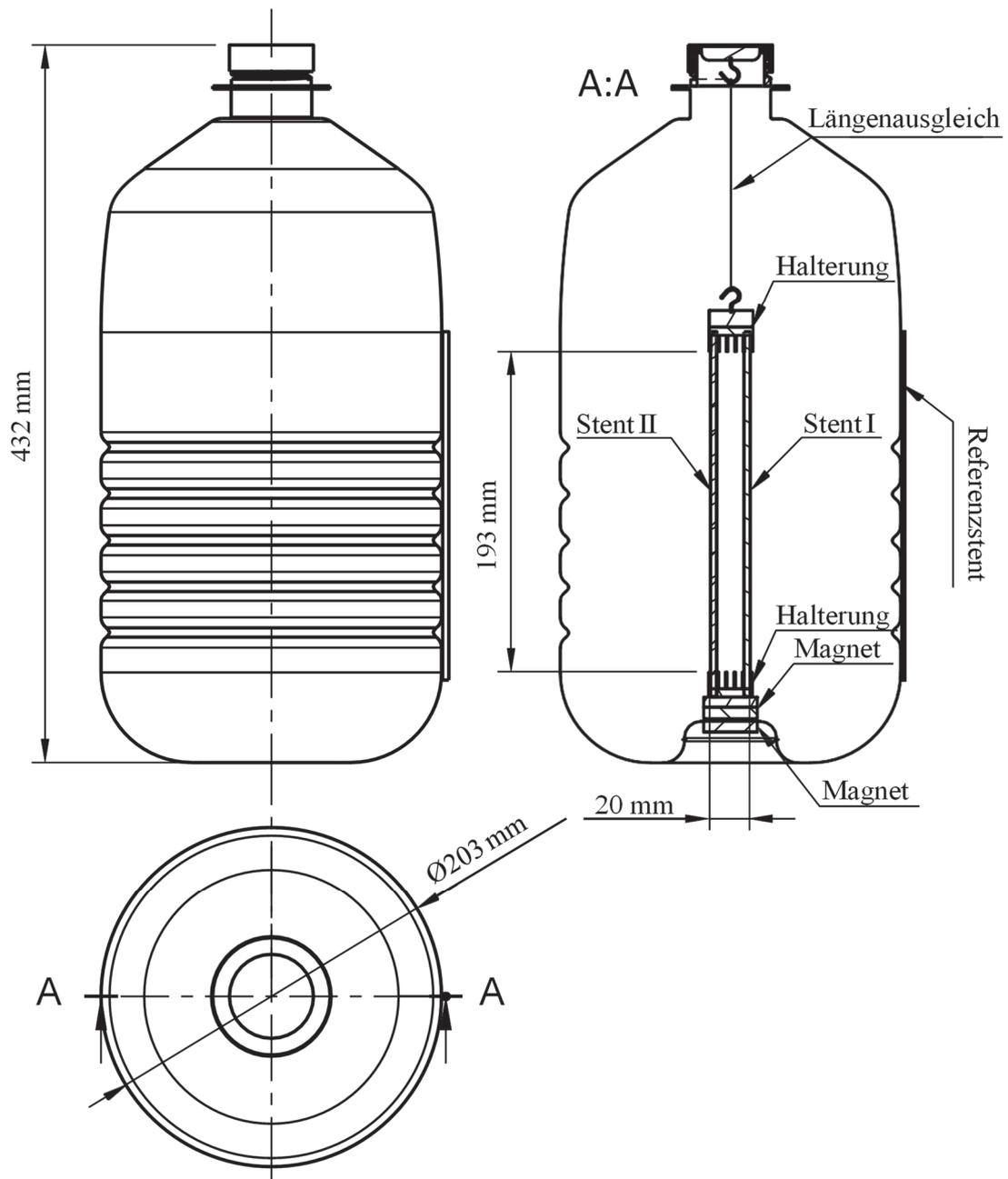


Abbildung 21: Technische Zeichnung des Wasserphantoms

### 3.3 Durchführung der Messungen

Die Messungen wurden sowohl bei Siemens in Forchheim als auch am Institut für Klinische Radiologie am Standort Großhadern der Universität München auf zwei baugleichen Somatom® Definition Force [195] durchgeführt. Dieses DSCT erlaubt Nierensteine prinzipiell mit unterschiedlichen Spektren auszuwerten: 80 / 130 kV, 80 / 140 kV, 80 / Sn 140 kV, 100 / Sn 140 kV, 80 / Sn 150 kV, 90 / Sn 150 kV, 100 / Sn 150 kV und Au / Sn 120 kV. Die Verwendung eines 0,6 mm Zinn-Filters („Sn“) führt dabei zu einer Reduktion der Strahlendosis, erhöht aber gleichzeitig signifikant die Bildqualität und ermöglicht eine sicherere Differenzierbarkeit von Konkrementen bei Urolithiasis [129, 52]. Die Routine-Protokolle für Nierensteine „Dual Energy Abdomen VNC“ umfassen dabei standardmäßig die Sn 150 kV. Die prinzipielle Methode der Nierensteinanalyse ist davon aber unabhängig. Nur die optimale Ratio, um Harnsäure und Nicht-Harnsäure zu unterscheiden, ist für die verschiedenen Filter unterschiedlich. In der gewählten Konfiguration wird dieses automatisch adaptiert (Tabelle 6). Alle Stents wurden daher in Bezug auf den klinischen Einsatz nach dem Standard „Dual Energy Abdomen VNC“ bei 80, 90, 100 / Sn 150 kV evaluiert. Als Grundeinstellungen wurden für die Kollimation 2x64x0,6 mm, Spiral Acquisition Mode mit einem Pitch von 0,7 und eine Rotationszeit 0,5s gewählt. Die Verhältnisse der effektiven Röhrenstromzeitprodukte wurden für jedes Protokoll wie vom Hersteller empfohlen ausgewählt und die Stromstärke automatisch so adaptiert (CARE Dose 4D®, Siemens Healthcare), dass ein  $CTDI_{vol}$  von etwa 3,00 mGy für jedes Protokoll erreicht werden konnte (80 / Sn 150 kV: 66 / 52mAs, 90 / Sn 150 kV: 52 / 45mAs, 100 / Sn 150 kV: 47 / 30mAs). Die Rekonstruktion der Dual-Energy-Bilder erfolgte mit dem Standard Faltungskern Qr40d3 (Iterative Rekonstruktion - ADMIRE®, Siemens Healthcare) einem FOV von 300mm, 1 mm Schichtdicke sowie einem Inkrement von 0,8 mm.

Spektren [kV]	Threshold Ratio
80 / 140	1,15
100 / Sn 140	1,13
80 / Sn 150	1,23
90 / Sn 150	1,19
100 / Sn 150	1,15

Tabelle 6: Schwellenwerte für die Differenzierung von Harnsäure (rot – DE-Ratio < Threshold) zu Nicht-Harnsäure (blau - DE-Ratio > Threshold)

nischen Einsatz nach dem Standard „Dual Energy Abdomen VNC“ bei 80, 90, 100 / Sn 150 kV evaluiert. Als Grundeinstellungen wurden für die Kollimation 2x64x0,6 mm, Spiral Acquisition Mode mit einem Pitch von 0,7 und eine Rotationszeit 0,5s gewählt. Die Verhältnisse der effektiven Röhrenstromzeitprodukte wurden für jedes Protokoll wie vom Hersteller empfohlen ausgewählt und die Stromstärke automatisch so adaptiert (CARE Dose 4D®, Siemens Healthcare), dass ein  $CTDI_{vol}$  von etwa 3,00 mGy für jedes Protokoll erreicht werden konnte (80

/ Sn 150 kV: 66 / 52mAs, 90 / Sn 150 kV: 52 / 45mAs, 100 / Sn 150 kV: 47 / 30mAs). Die Rekonstruktion der Dual-Energy-Bilder erfolgte mit dem Standard Faltungskern Qr40d3 (Iterative Rekonstruktion - ADMIRE®, Siemens Healthcare) einem FOV von 300mm, 1 mm Schichtdicke sowie einem Inkrement von 0,8 mm.

### 3.4 Auswertung der gewonnenen Daten

Die Analyse der Daten erfolgte auf einer multimodalen Workstation mit der DICOM-Software syngo.via® CT VA50A (SIEMENS) im Dual-Energy Calculi Characterization Modus (3-Material-Zerlegung in Harnsäure, Kalzium und Wasser / Urin [76, 199, 173]).

Die qualitative Auswertung der Bilder (Abbildung 22) zur Erfassung der binären Farbkodierungsinformation rot oder blau, erfolgte visuell durch den Verfasser der vorliegenden Arbeit über alle drei Spektren und wurde anhand der DE-Ratio validiert. Dazu wurde je Messreihe zunächst für jeden Stent (I, II sowie Referenz) in der Axialebene ein Kidney-stone-Marker gesetzt, der automatisch in alle drei Spektren übertragen wurde, um die Vergleichbarkeit sicherzustellen. Die resultierenden CT-Werte wurden zur weiteren statistischen Analyse in Microsoft Office Excel® aggregiert, der Abstand der Messpunkte zur Threshold-Ratio mittels Hessesche-Normalenform [177] berechnet (Gleichung 10) und anschließend mit SPSS® ausgewertet (deskriptive Statistik bei geringer Stichprobengröße und binärer, abhängiger Variable).

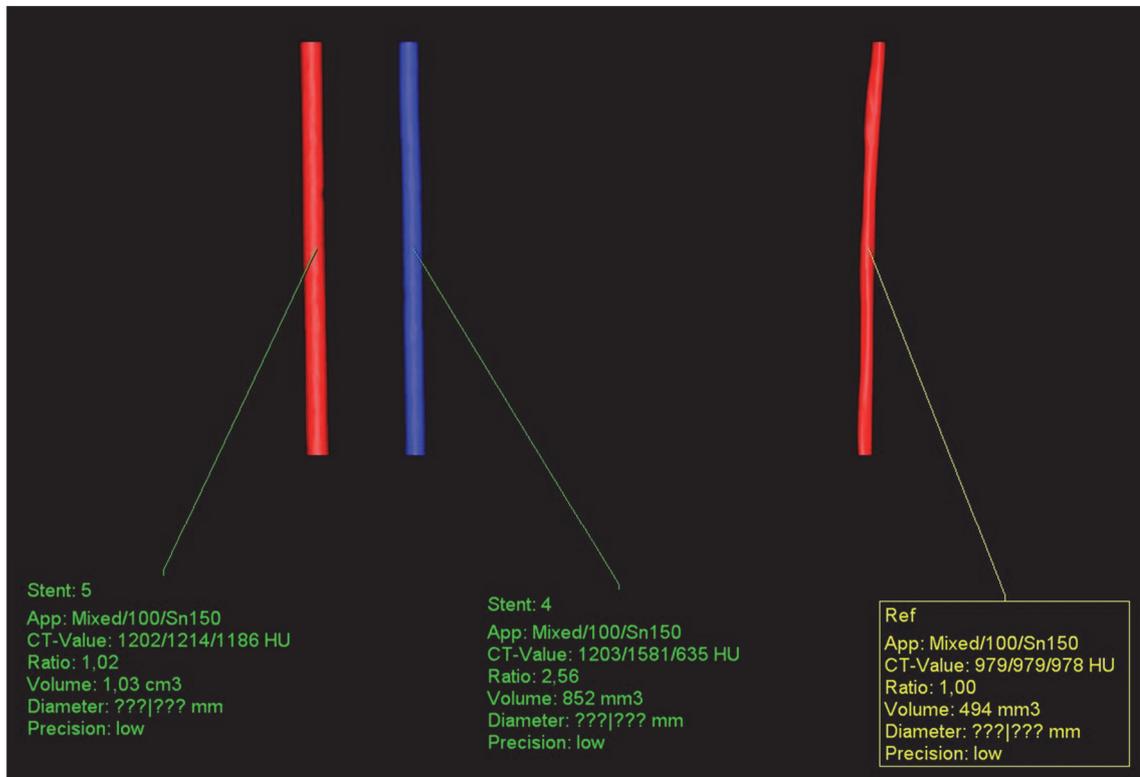


Abbildung 22: Farbkodierte Darstellung der Stents mit zugehörigen CT-Werten in Syngo.via

$$d = \left| \frac{ax_p + by_p + c}{\sqrt{a^2 + b^2}} \right| = \left| \frac{mx_p - y_p + n}{\sqrt{m^2 + 1}} \right| = \left| \frac{THR * [HU]_H - [HU]_N}{\sqrt{THR^2 + 1}} \right|$$

THR: Threshold Ratio,  $[HU]_N$ : Schwächungswert für niedriges Energieniveau,  $[HU]_H$ : Schwächungswert für hohes Energieniveau

Gleichung 10: Berechnung des Abstands der DE-Ratio zur Threshold Ratio

## 4 DARSTELLUNG DER ERGEBNISSE

Es konnten alle 36 der zuvor ausgewählten Harnleiterschienen mit den drei Untersuchungsprotokollen (80, 90, 100 / Sn 150 kV) evaluiert werden. Die Ergebnisse der Dual-Energy-Charakterisierung sind in den Abbildungen 28 a-c, 29 und 30 zusammengefasst.

Abbildungen 28 a-c zeigen dabei das Verhalten der einzelnen Trägermaterialien in Bezug auf ihre Farbdarstellung im Vergleich zu Harnsäure und Oxalat. Deutlich zu sehen ist die klare und homogene Differenzierung der Polyurethangruppe zur Threshold-Ratio-Geraden in allen drei Spektren. Insbesondere Silikon präsentiert sich sehr heterogen in Bezug auf die Dichteverteilung und liegt im 80 / Sn 150 kV-Spektrum auf der Threshold-Ratio-Geraden, mit zunehmenden Energien wächst allerdings der Abstand und damit die Klarheit der Farbdarstellung.

Abbildung 29 veranschaulicht das Verhalten der einzelnen Trägermaterialien in Abhängigkeit der unterschiedlichen Strahlenspektren anhand des Abstands der DE-Ratio zur Threshold-Ratio. Während sich Metall, Polyurethan und Vortek® in allen drei Spektren ähnlich verhalten, zeigen Silikon und TPE für das 80 / Sn 150 kV-Spektrum im Vergleich zu den höheren Energieniveaus deutliche Unterschiede.

Unter der Annahme unbekannter Trägermaterialien zeigt Abbildung 30 das Diskriminierungsverhalten der unterschiedlichen Strahlenspektren als Abstand zur Threshold-Ratio.

## 4.1 Phänotypische Charakteristik nach Trägermaterial

### Metall

Für das Trägermaterial Metall (n=1) konnte keine einheitliche Dual-Energy-Farbkodierung festgestellt werden. An der Oberfläche dominierte blau mit weißen Einschlüssen, wobei sich im Längsschnitt eine Aufteilung in eine blaue Mantelfläche mit rotem Kern darstellte (Abbildung 23).

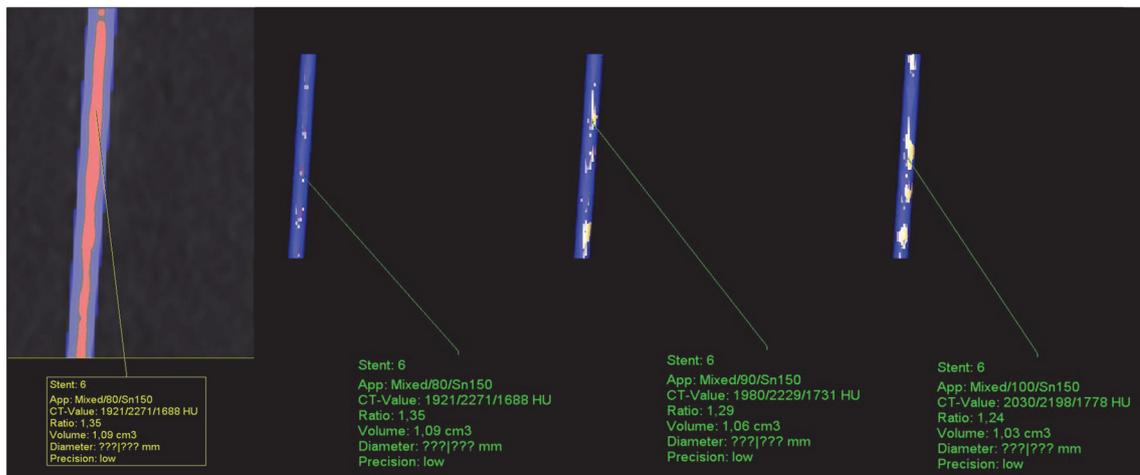


Abbildung 23: DECT-Farbkodierung des Metall-Stents - v.l.n.r.: Längsschnitt mit blauer Mantelfläche und rotem Kern bei 80 / Sn 150 kV, Darstellung der Oberfläche bei 80, 90, 100 / Sn 150 kV

## Polyurethan

Für das Trägermaterial Polyurethan (n=24) wurde über alle drei Spektren einheitlich als Dual-Energy-Farbkodierung blau festgestellt (Abbildung 24).



Abbildung 24: DECT-Farbkodierung für Polyurethan-Stents - v.l.n.r.: einheitlich blaue Darstellung der Oberfläche für 80, 90 und 100 / Sn 150 kV

## Silikon

Für das Trägermaterial Silikon (n=4) konnte im 80 / Sn 150 kV-Protokoll keine einheitliche Farbdarstellung erkannt werden, wobei sich sowohl rote, blaue und weiße Bereiche darstellten. Bei den höheren Energien wurde einheitlich die Dual-Energy-Farbkodierung rot wiedergegeben (Abbildung 25).

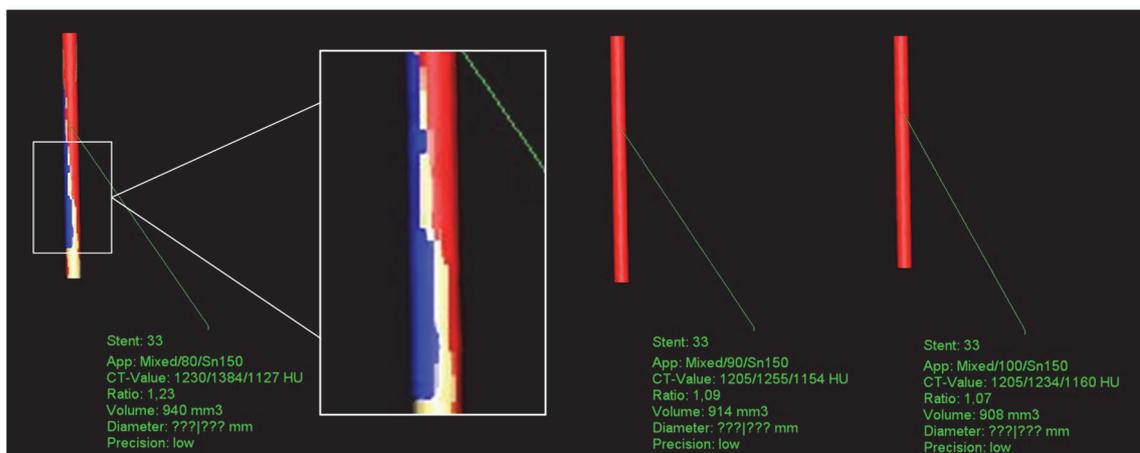


Abbildung 25: DECT-Farbkodierung für Silikon-Stents - v.l.n.r.: rote und blaue Anteile bei 80 / Sn 150 kV im vergrößertem Bildausschnitt, einheitlich rote Darstellung der Oberfläche für 90 / Sn 150 kV und 100 / Sn 150 kV

## Thermoplastische Elastomere

Für das Trägermaterial thermoplastisches Elastomer (n=2) konnte im 80 / Sn 150 kV-Protokoll keine definitive Farbdarstellung erkannt werden, wobei rot deutlich dominierte und sich vereinzelt weiße sowie blaue Bereiche darstellten. Bei den höheren Energien wurde einheitlich die Dual-Energy-Farbkodierung rot wiedergegeben (Abbildung 26).

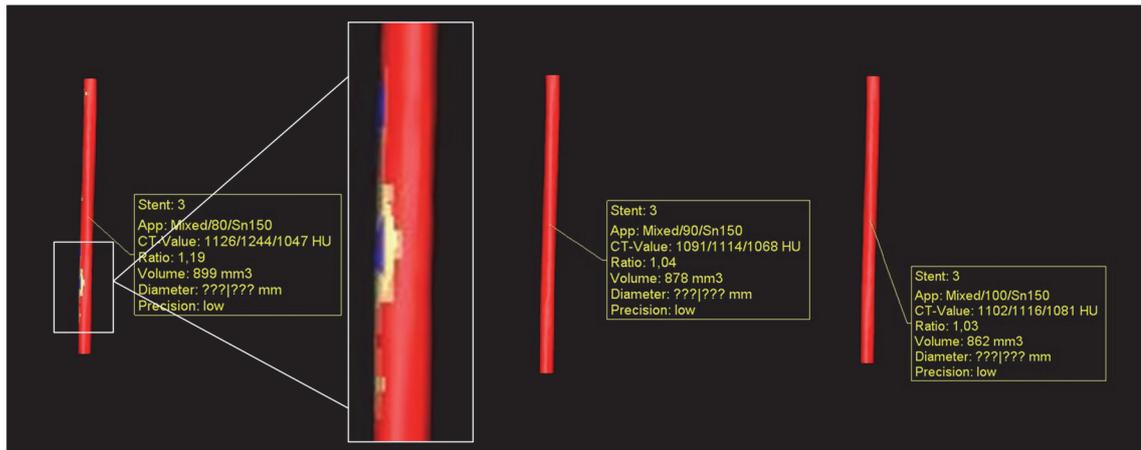


Abbildung 26: DECT-Farbkodierung für TPE-Stents - v.l.n.r.: rote und blaue Anteile bei 80 / Sn 150 kV im vergrößerten Bildausschnitt, wobei rot deutlich dominiert. Einheitlich rote Darstellung der Oberfläche für 90 / Sn 150 kV und 100 / Sn 150 kV

## Vortek®

Für das Trägermaterial Vortek (n=5) wurde über alle drei Spektren einheitlich als Dual-Energy-Farbkodierung rot festgestellt (Abbildung 27).

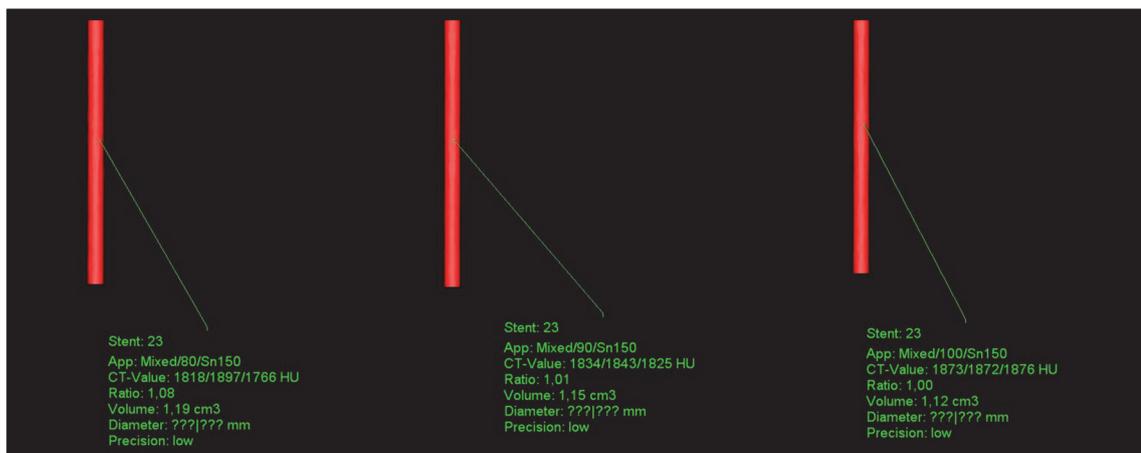
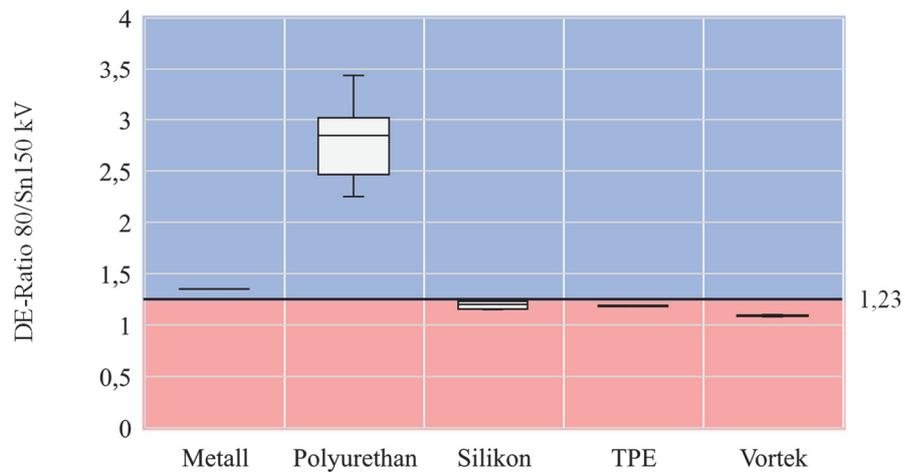
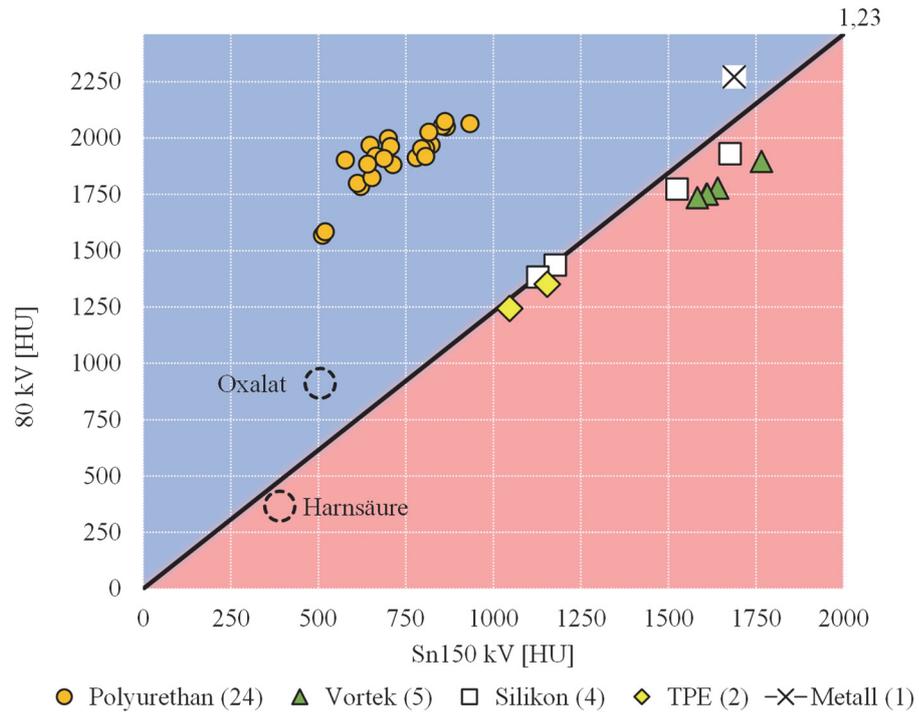


Abbildung 27: DECT-Farbkodierung für Vortek-Stents - v.l.n.r.: einheitlich rote Darstellung der Oberfläche für 80, 90 und 100 / Sn 150 kV

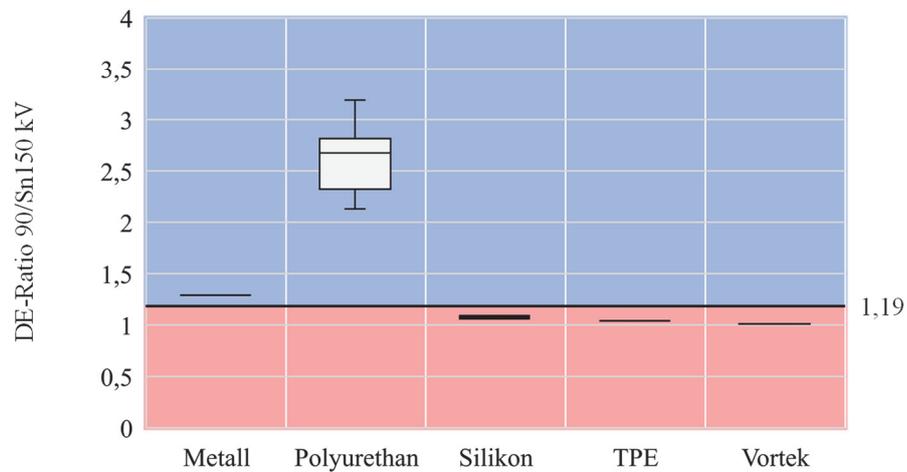
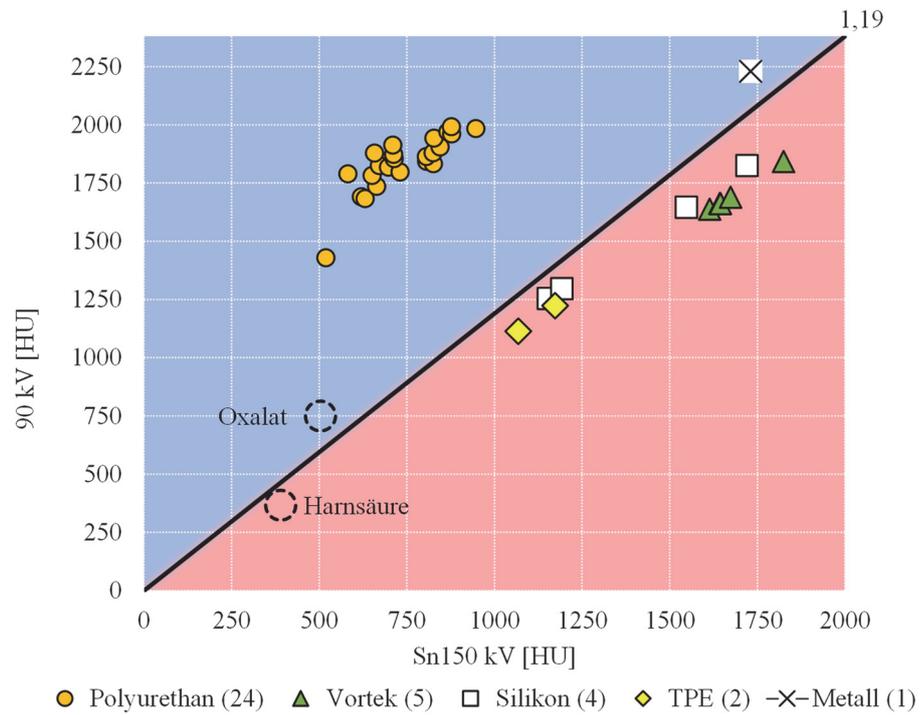
## 4 Darstellung der Ergebnisse



Material	Mittelwert	n	Standardabweichung
Metall	1,3500	1	
Polyurethan	2,7725	24	0,31445
Silikon	1,1950	4	0,04123
TPE	1,1850	2	0,00707
Vortek	1,0900	5	0,00707

Abbildung 28 a: Darstellung der Messergebnisse für 80 / Sn 150 kV als Punktdiagramm (oben) und Box-Plot der DE-Ratio (unten)

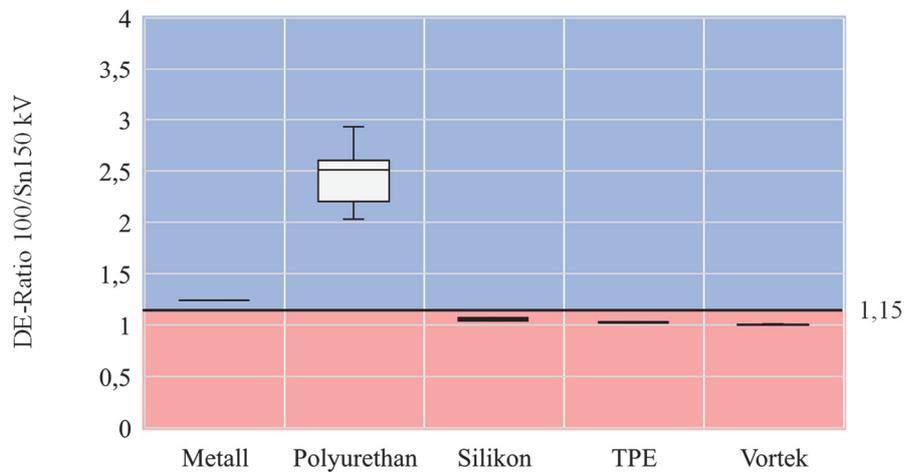
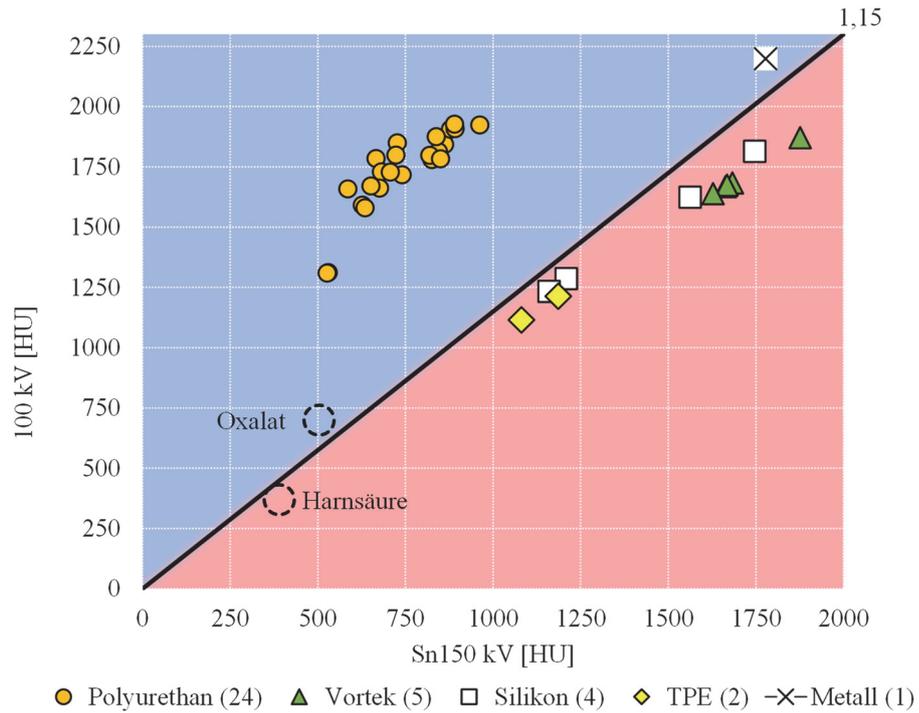
#### 4 Darstellung der Ergebnisse



Material	Mittelwert	n	Standardabweichung
Metall	1,2900	1	
Polyurethan	2,5875	24	0,27570
Silikon	1,0750	4	0,01732
TPE	1,0400	2	0,00000
Vortek	1,0100	5	0,00000

Abbildung 28 b: Darstellung der Messergebnisse für 90 / Sn 150 kV als Punktdiagramm (oben) und Box-Plot der DE-Ratio (unten)

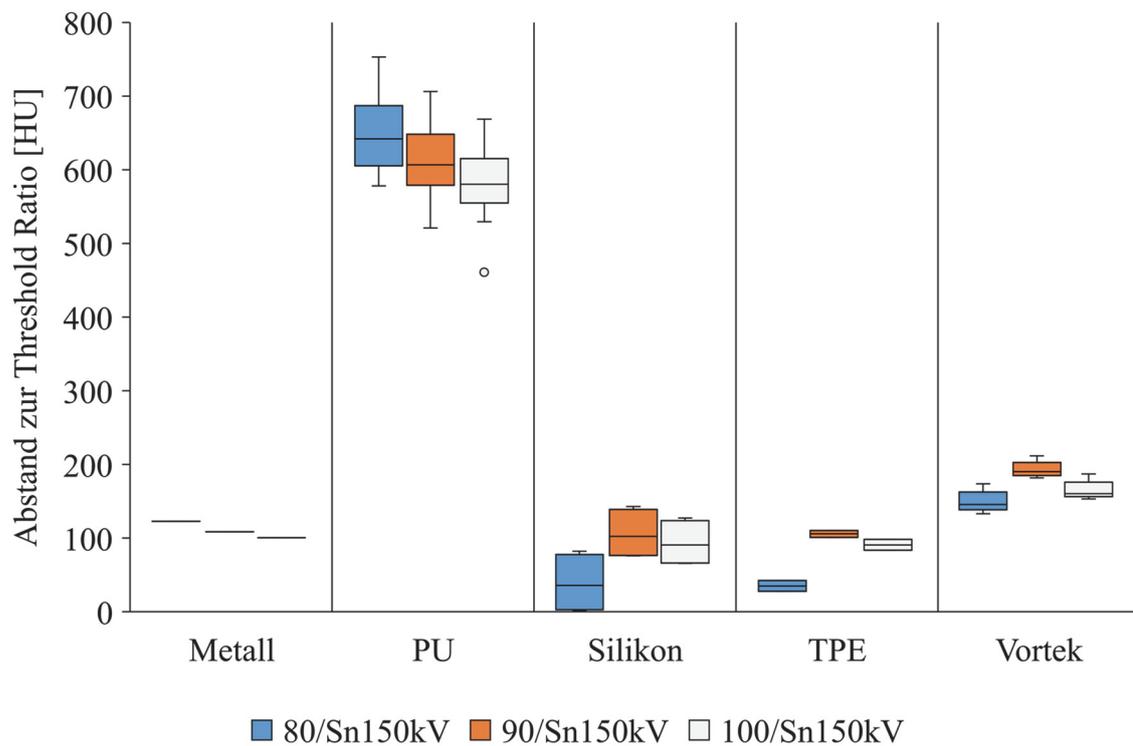
#### 4 Darstellung der Ergebnisse



Material	Mittelwert	n	Standardabweichung
Metall	1,2400	1	
Polyurethan	2,4258	24	0,23176
Silikon	1,0550	4	0,01732
TPE	1,0250	2	0,00707
Vortek	1,0020	5	0,00447

Abbildung 28 c: Darstellung der Messergebnisse für 100 / Sn 150 kV als Punktdiagramm (oben) und Box-Plot der DE-Ratio (unten)

#### 4 Darstellung der Ergebnisse

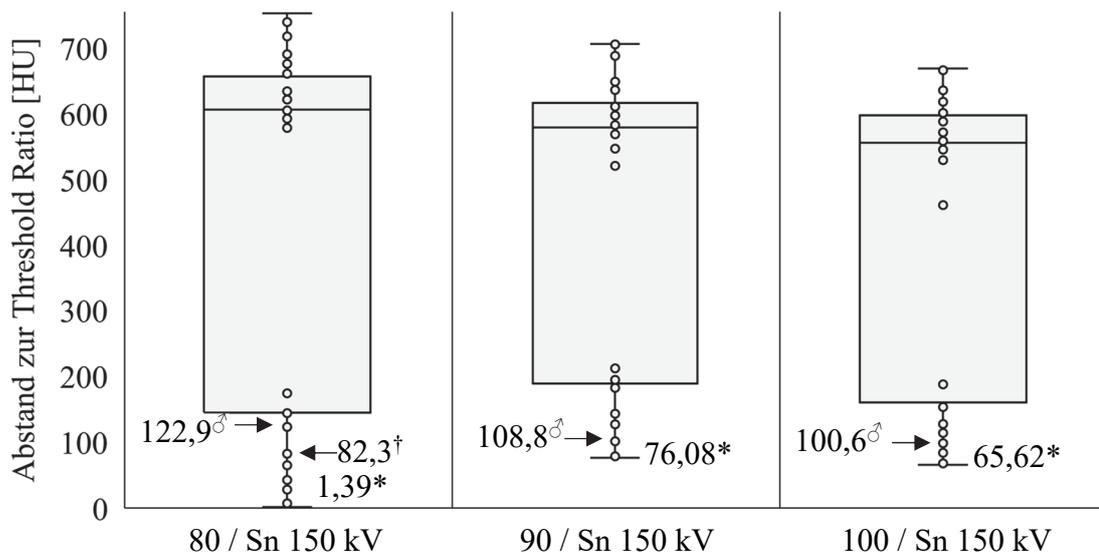


	Metall			Polyurethan			Silikon			TPE			Vortek		
	Mittelwert	Anzahl	Standard-abweichung	Mittelwert	Anzahl	Standard-abweichung	Mittelwert	Anzahl	Standard-abweichung	Mittelwert	Anzahl	Standard-abweichung	Mittelwert	Anzahl	Standard-abweichung
80 / Sn 150 kV	122,86	1		647,38	24	48,57	38,82	4	40,81	35,08	2	10,53	149,54	5	15,00
90 / Sn 150 kV	108,80	1		610,15	24	51,54	105,97	4	33,96	105,76	2	6,80	193,16	5	11,20
100 / Sn 150 kV	100,59	1		579,56	24	52,50	93,62	4	31,57	90,90	2	10,56	165,06	5	13,13

Abbildung 29: Boxplot für den Abstand der gemessenen DE-Werte zur Threshold-Ratio nach Material

## 4.2 Unterscheidung nach Protokoll

Im 80 / Sn 150 kV Protokoll konnten 30 von 36 Harnleiterschienen eindeutig (über die gesamte gemessene Länge) die Farbkodierung rot oder blau zugeordnet werden, während im 90 / Sn 150 kV sowie 100 / Sn 150 kV Protokoll 35 von 36 Schienen eindeutig identifiziert wurden (Abbildung 30). Das 90 / Sn 150 kV Protokoll wies dabei mit 76,08 HU den höchsten Wert für den geringsten Abstand zur Threshold Ratio auf, wohingegen das 80 / Sn 150 kV Protokoll mit 1,39 HU den niedrigsten Wert zeigte. Ebenso lag im 80 / Sn 150 kV Protokoll der niedrigste Abstand für die letzte, nicht sichere Differenzierbarkeit des Farbkodierungsverhaltens von rot / blau bei 82,3 HU wohingegen in den anderen Messprotokollen, trotz niedrigerem Abstand mit 76,08 HU bzw. 65,62 HU, eine eindeutige Farbzurordnung getroffen werden konnte. Über alle drei Protokolle hinweg erwies sich der Stent aus Metall als nicht heterogen darzustellen, wobei mit steigender Röhrenspannung die weißen Farbartefakte zunahmen (Abbildung 23).



\*: Geringster Abstand zur THR / †: Größter Abstand, der noch keine sichere Unterscheidung rot oder blau zeigte / ♂: Werte für Metallstent

	Mittelwert	n	Std.-Abw.	Eindeutige Farbdarstellung
80 / Sn 150 kV	462,03	36	270,92	30 / 36 (83%)
90 / Sn 150 kV	454,26	36	229,08	35 / 36 (97%)
100 / Sn 150 kV	427,54	36	223,34	35 / 36 (97%)

Abbildung 30: Boxplot für den Abstand der gemessenen DE-Werte zur Threshold-Ratio nach Protokoll

## 5 DISKUSSION

Wie Graser et al. [76] gezeigt haben, erlaubt die DECT-Bildgebung eine schnelle und sichere Erkennung sowie Differenzierung von Harnsteinen, ohne dabei die Strahlenbelastung für den Patienten signifikant zu erhöhen [151, 148, 98]. Darauf aufbauend konnte in mehreren Fallberichten dargestellt werden, dass es für die Patientenversorgung von großer Relevanz ist, einen virtuellen Farbkontrast zwischen Harnleiterschiene und Harnstein erzeugen zu können, da dadurch eine klare Abgrenzung ermöglicht wird, was eine zielgerichtete und damit erfolgreichere Therapie erlaubt, die gegebenenfalls chirurgische Eingriffe erspart [101, 95, 96]. Während sich mit der Farbdarstellung von Harnsteinen mehrere Studien beschäftigt haben [236], war die Studie von Jepperson et al. [102] bisher die einzige, die die Farbkodierung von Harnleiterschienen bei DECT-Untersuchungen aufgegriffen hat. Allerdings hat die Studie nur sieben unterschiedliche Harnleiterschienemodelle untersucht, ohne dabei nach Material zu differenzieren, was ein Extrapolieren der Ergebnisse auf andere Hersteller und Modelle erschwert.

In der vorliegenden Phantomstudie konnte nachgewiesen werden, dass das Trägermaterial von Harnleiterschienen für die Farbkodierung im Rahmen einer DECT-Bildgebung ausschlaggebend ist. Dabei verhielt sich Polyurethan wie Nicht-Harnsäure-Steine (blau), wohingegen Vortek®, Silikon und thermoplastisches Elastomer dem Verhalten von Harnsäuresteinen (rot) glich. Die optimale Wahl der Röhrenspannung, mit der eine eindeutige Differenzierung der Trägermaterialien (Ausnahme Metall) gewährleistet werden konnte, lag bei 90 / Sn 150 kV.

### 5.1 Kritische Betrachtung der Ergebnisse

Für die in der vorliegenden Arbeit untersuchten Harnleiterschienen konnte - nach Material differenziert - eindeutig eine Farbkodierung zugewiesen werden (Ausnahme Metall). Aufgrund fehlender Herstellerangaben zur Materialzusammensetzung für die Studie von Jepperson et al. [105] waren nur zwei Harnleiterschienen (Cook Universa Firm und Cook Universa Amplatz-Ultrathane) zum Vergleich geeignet. Bei diesen handelte es sich um Polyurethanschienen, die unter Anwendung der vorliegenden Ergebnisse eine blaue Farbkodierung erwarten ließen, was sich in der Untersuchung auch bestätigt hat.

Im Gegensatz zur Studie von Jepperson et al. [102] wurden die Messungen über mehrere Strahlenspektren (80, 90, 100 / Sn 150 kV) hinweg durchgeführt und verglichen. Dabei zeigte sich unter Verwendung des 80 / Sn 150 kV Spektrums eine deutlich schlechtere Farbdifferenzierung (83%) als bei den höheren Energien (97%), wobei das 90 / Sn 150 kV-Spektrum die besten Ergebnisse lieferte. Wie Duan et al. [52] sowie Franken et al. [62] gezeigt haben, liegt ein zusätzlicher Vorteil des höheren Energiespektrums in der gesteigerten Quantenausbeute bei der Untersuchung adipöser Patienten, was in Verbindung mit der Verwendung von Zinnfiltern zu einer weiteren Verbesserung der spektralen Separation der Messwerte führt [129]. Diese geht so weit, dass Qu et al. [176] in der Lage waren, ergänzend zur bisherigen Farbkodierung rot / blau für Harnsäure- / Nihtharnsäuresteine, zusätzliche Farbkodierungen bei der Differenzierung von Harnsteinen einzuführen. Dies ist insofern von Relevanz, da es wünschenswert wäre, dass Harnleiterschienen in eigenen, spezifischen Farben dargestellt werden, was wiederum eine klarere Differenzierung zu den unterschiedlichen Harnsteinen zuließe. Dies umso mehr, da Mischsteine blaue und rote Anteile aufweisen können, was die Abgrenzung zur Harnleiterschiene deutlich erschweren kann [99].

Eine weitere Besonderheit dieser Studie liegt in der Verwendung der modernsten Dual-Energy-CT-Technologie (dritte Generation, Dual-Source-Konfiguration mit Zinn-Filterung). Diese hat es zum einen, wie bereits erwähnt, ermöglicht, die unterschiedlichen Strahlenspektren mit optimierter spektraler Separation zu erfassen, macht aber gleichzeitig die Übertragbarkeit zu anderen technischen Ansätzen, Herstellern und Softwarelösungen schwierig.

Mit insgesamt 36 Harnleiterschienen von sieben unterschiedlichen Herstellern stellt die vorliegende Arbeit die bis dato umfangreichste Analyse zur phänotypischen Charakteristik von Harnleiterschienen im Dual-Energy CT dar. Insbesondere die starke Repräsentation von Polyurethanschienen spiegelt den klinischen Alltag wider. Obwohl sich die Ergebnisse materialspezifisch einheitlich präsentieren, stellt die Auswahl der Harnleiterschienen nur einen Ausschnitt aus einer sehr viel größeren Grundgesamtheit an Herstellern und Materialien dar [4]. Daher ist nicht auszuschließen, dass trotz formal gleichen Trägermaterials für andere Hersteller andere Ergebnisse zu erwarten sind.

Ebenso konnten seltener verwendete Materialien [213] nicht berücksichtigt werden und darüber hinaus ist nicht auszuschließen, dass Beschichtungen zur Verbesserung der Oberflächeneigenschaften [4, 17] relevante Auswirkungen auf die Darstellung im Dual-Energy-CT haben.

Aufgrund des reinen in-vitro-Charakters der vorliegenden Studie ist die Frage offen, inwieweit die Ergebnisse in vivo übertragbar sind. Insbesondere die Auswirkungen einer Materialdegradierung sowie von Verkrustungen im Zeitverlauf konnten dabei nicht untersucht werden. Allerdings konnte an anderer Stelle eine 100% Übereinstimmung zwischen den in-vitro und in-vivo Messungen von Harnleiterschienen zeigen [102].

Ein Ansatz, um dieses Defizit zu minimieren, wäre eine weitere Optimierung und Standardisierung des Wasserphantoms. Das hier verwendete Phantom stellt bereits eine deutliche Steigerung gegenüber dem Fischglas von Jepperson et al. [102] dar, allerdings haben Qu et al. [175] mit der Verwendung von Schweinenieren in Verbindung mit einer Wirbelsäule und einem 35 cm Wasserphantom bei der Untersuchung von Harnsteinen im DECT gezeigt, wie ein realitätsnäheres Phantom aussehen könnte.

### 5.2 Implikationen für die Klinik

Die DECT-Technik stellt die bis dato einzige Möglichkeit dar, Informationen über die chemische Zusammensetzung von Harnsteinen zu erhalten, ohne dass dafür vorab Steinmaterial vorliegen muss. Die darauf aufbauende Entscheidung zugunsten einer nicht-invasiven Lysetherapie oder zu chirurgischen Maßnahmen hat offensichtliche Konsequenzen für das Patientenwohl. Ebenso ist die Entscheidung für eine Harnleiterschienung zur Vermeidung oder Behandlung eines Harnstaus entscheidend für die Morbidität und Folgekosten [198]. Daher sollte auch die Auswahl einer geeigneten Harnleiterschiene sorgfältig erfolgen und nicht nur aufgrund von Materialkosten.

Für die Versorgung von Patienten mit Harnsäuresteinen eignet sich aufgrund der durchgängig blauen Darstellung das Trägermaterial Polyurethan wohingegen die Trägermaterialien Silikon, thermoplastisches Elastomer sowie Vortek® durch ihre rote Farbkodierung besonders bei der Therapie von Nicht-Harnsäuresteinen zu empfehlen sind.

Die Kenntnis über die phänotypische Charakteristik verschiedener Stentmaterialien macht eine gezielte Auswahl an Harnleiterschienen möglich, die es erlaubt, bereits bei der ersten Intervention potentielle Folgeeingriffe durch eine Verbesserung der Visualisierung von verbliebenen Steinen bzw. Fragmenten zu erzielen. In Kenntnis potentieller Einschränkungen [99] sollten sich Urologen daher das Potenzial der Dual-Energy-CT weiter zunutze machen, da sie ihnen eine weitere Verbesserung und Individualisierung von Therapie und Überwachung einer der häufigsten und kostenintensivsten Erkrankungen ermöglicht.

### 5.3 Forschungsausblick

Aus der durchgeführten Studie ergaben sich weitere Forschungsfragen. So gilt es zusätzliche Harnleiterschienen, differenziert nach Trägermaterial und Eigenschaften, wie zum Beispiel Oberflächenbeschichtungen, hinsichtlich ihrer phänotypischen Charakteristik zu erfassen. Dies sollte optimalerweise mit Hilfe unterschiedlicher Dual-Energy-CT-Ansätze über unterschiedliche Strahlenspektren (80, 90, 100 / 140, 150 kV, mit / ohne Zinnfilterung) erfolgen. Des Weiteren ist eine Verifizierung der Ergebnisse mittels in-vitro-Messungen und über einen längeren Zeitraum notwendig, um mögliche Veränderungen der Farbdarstellung durch Materialdegradierung und Verkrustung zu berücksichtigen.

Mit der vorliegenden Studie wurde die bisher umfangreichste Untersuchung zur material-spezifischen Darstellung von Harnleiterschienen im DECT durchgeführt. Die gewonnenen Erkenntnisse ermöglichen es Urologen in Zukunft, eine optimierte und individualisierte Stentauswahl zu treffen, was zu einem verbesserten Stein-Stent-Kontrast und damit zu einer einfacheren und genaueren Überwachung von Steinpatienten führen kann.

## 6 LITERATURVERZEICHNIS

- [1] Afshar, K., Jafari, S., Marks, A.J., Eftekhari, A. und MacNeily, A.E., *Nonsteroidal anti-inflammatory drugs (NSAIDs) and non-opioids for acute renal colic*. Cochrane Database of Systematic Reviews 2015, Issue 6. Art. No.: CD006027
- [2] Aggarwal, K.P., Narula, S., Kakkar, M. und Tandon, C., *Nephrolithiasis: molecular mechanism of renal stone formation and the critical role played by modulators*. BioMed Research International, 2013. 2013: S. 1-21.
- [3] Agrawal, M.D., Pinho, D.F., Kulkarni, N.M., Hahn, P.F., Guimaraes, A.R. und Sahani, D.V., *Oncologic applications of dual-energy CT in the abdomen*. Radiographics, 2014. 34(3): S. 589-612.
- [4] Al-Aown, A., Kyriazis, I., Kallidonis, P., Kraniotis, P., Rigopoulos, C., Karnabatidis, D., Petsas, T. und Liatsikos, E., *Ureteral stents: new ideas, new designs*. Therapeutic Advances in Urology, 2010. 2(2): S. 85-92.
- [5] Almeida, I.P., Schyns, L.E., Ollers, M.C., van Elmpt, W., Parodi, K., Landry, G. und Verhaegen, F., *Dual-energy CT quantitative imaging: a comparison study between twin-beam and dual-source CT scanners*. Medical Physics, 2017. 44(1): S. 171-179.
- [6] Alvarez, R.E. und Macovski, A., *Energy-selective reconstructions in X-ray computerized tomography*. Physics in Medicine and Biology, 1976. 21(5): S. 733-44.
- [7] Amend, B. und Stenzl, A., *Endourologische Diagnostik und Therapie*, in Urologie, Hautmann, R. und Gschwend, J.E. 2014, Springer: Berlin, Heidelberg. S. 79-95.
- [8] Andreassen, K.H., Pedersen, K.V., Osther, S.S., Jung, H.U., Lildal, S.K. und Osther, P.J., *How should patients with cystine stone disease be evaluated and treated in the twenty-first century?* Urolithiasis, 2016. 44(1): S. 65-76.
- [9] Antonelli, J.A., Maalouf, N.M., Pearle, M.S. und Lotan, Y., *Use of the National Health and Nutrition Examination Survey to calculate the impact of obesity and diabetes on cost and prevalence of urolithiasis in 2030*. European Urology, 2014. 66(4): S. 724-9.
- [10] Aran, S., Shaqdan, K.W. und Abujudeh, H.H., *Dual-energy computed tomography (DECT) in emergency radiology: basic principles, techniques, and limitations*. Emergency Radiology, 2014. 21(4): S. 391-405.
- [11] Atak, H. und Shikhaliev, P.M., *Dual energy CT with photon counting and dual source systems: comparative evaluation*. Physics in Medicine and Biology, 2015. 60(23): S. 8949-75.

- [12] Ayan, M., Sogut, E., Tas, U., Erdemir, F., Sahin, M., Suren, M., Kaya, Z. und Demirturk, F., *Pain levels associated with renal colic and primary dysmenorrhea: a prospective controlled study with objective and subjective outcomes*. Archives of Gynecology and Obstetrics, 2012. 286(2): S. 403-9.
- [13] Bagley, D.H., Kuo, R.L. und Zeltser, I.S., *An update on ureteroscopic instrumentation for the treatment of urolithiasis*. Current Opinion in Urology, 2004. 14(2): S. 99-106.
- [14] Bamberg, F., Dierks, A., Nikolaou, K., Reiser, M.F., Becker, C.R. und Johnson, T.R., *Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation*. European Radiology, 2011. 21(7): S. 1424-9.
- [15] Barrett, J.F. und Keat, N., *Artifacts in CT: recognition and avoidance*. Radiographics, 2004. 24(6): S. 1679-91.
- [16] Baumann, J.M. und Affolter, B., *From crystalluria to kidney stones, some physicochemical aspects of calcium nephrolithiasis*. World Journal of Nephrology, 2014. 3(4): S. 256-67.
- [17] Beiko, D.T., Knudsen, B.E. und Denstedt, J.D., *Advances in ureteral stent design*. Journal of Endourology, 2003. 17(4): S. 195-9.
- [18] Berger, M.J., Hubbell, J.H., Seltzer, S.M., Chang, J., Coursey, J.S., Sukumar, R., Zucker, D.S. und Olsen, K., *XCOM: Photon Cross Section Database (version 1.5)*, 2010, <http://physics.nist.gov/xcom> [12.09.2017], National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD.
- [19] Boll, D.T., Patil, N.A., Paulson, E.K., Merkle, E.M., Simmons, W.N., Pierre, S.A. und Preminger, G.M., *Renal stone assessment with dual-energy multidetector CT and advanced postprocessing techniques: improved characterization of renal stone composition--pilot study*. Radiology, 2009. 250(3): S. 813-20.
- [20] Borghi, L., Meschi, T., Amato, F., Briganti, A., Novarini, A. und Giannini, A., *Urinary volume, water and recurrences in idiopathic calcium nephrolithiasis: a 5-year randomized prospective study*. Journal of Urology, 1996. 155(3): S. 839-43.
- [21] Boston Scientific, *Stretch™ VL Flexima*, [http://www.bostonscientific.com/content/dam/bostonscientific/uro-wh/portfolio-group/ureteral-stents/stretch\\_vl\\_flexima\\_ureteral\\_stent.image.460.0.jpg](http://www.bostonscientific.com/content/dam/bostonscientific/uro-wh/portfolio-group/ureteral-stents/stretch_vl_flexima_ureteral_stent.image.460.0.jpg) [12.01.2018],
- [22] Branitz, B.H., Veith, F.J., Freed, S.Z., Tellis, V. und Gliedman, M.L., *Effect of ureteral stent on urinary tract infections in renal transplantation*. Urology, 1975. 6(6): S. 687-928.
- [23] Brooks, R.A. und Di Chiro, G., *Beam hardening in x-ray reconstructive tomography*. Physics in Medicine and Biology, 1976. 21(3): S. 390-8.
- [24] Brooks, R.A. und Di Chiro, G., *Split-detector computed tomography: a preliminary report*. Radiology, 1978. 126(1): S. 255-7.

- [25] Brotherhood, H., Lange, D. und Chew, B.H., *Advances in ureteral stents*. Translational Andrology and Urology, 2014. 3(3): S. 314-9.
- [26] Cai, W., Lee, J.G., Zhang, D., Kim, S.H., Zalis, M. und Yoshida, H., *Electronic cleansing in fecal-tagging dual-energy CT colonography based on material decomposition and virtual colon tagging*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2015. 62(2): S. 754-65.
- [27] Cai, W., Zhang, D., Lee, J.G., Shirai, Y., Kim, S.H. und Yoshida, H., *Dual-energy index value of luminal air in fecal-tagging computed tomography colonography: findings and impact on electronic cleansing*. Journal of Computer Assisted Tomography, 2013. 37(2): S. 183-94.
- [28] Cardinal, H.N. und Fenster, A., *An accurate method for direct dual-energy calibration and decomposition*. Medical Physics, 1990. 17(3): S. 327-41.
- [29] Chae, E.J., Song, J.W., Krauss, B., Song, K.S., Lee, C.W., Lee, H.J. und Seo, J.B., *Dual-energy computed tomography characterization of solitary pulmonary nodules*. Journal of Thoracic Imaging, 2010. 25(4): S. 301-10.
- [30] Cheng, P.M., Moin, P., Dunn, M.D., Boswell, W.D. und Duddalwar, V.A., *What the radiologist needs to know about urolithiasis: part 1--pathogenesis, types, assessment, and variant anatomy*. AJR: American Journal of Roentgenology, 2012. 198(6): S. W540-7.
- [31] Chew, B.H. und Denstedt, J.D., *Technology insight: Novel ureteral stent materials and designs*. Nature Clinical Practice: Urology, 2004. 1(1): S. 44-8.
- [32] Chew, B.H., Duvdevani, M. und Denstedt, J.D., *New developments in ureteral stent design, materials and coatings*. Expert Review of Medical Devices, 2006. 3(3): S. 395-403.
- [33] Chew, B.H., Knudsen, B.E. und Denstedt, J.D., *The use of stents in contemporary urology*. Current Opinion in Urology, 2004. 14(2): S. 111-5.
- [34] Chew, B.H. und Lange, D., *Advances in ureteral stent development*. Current Opinion in Urology, 2016. 26(3): S. 277-82.
- [35] Cho, Z.H., Tsai, C.M. und Wilson, J.G., *Study of contrast and modulation mechanisms in X-ray/photon transverse axial transmission tomography*. Physics in Medicine and Biology, 1975. 20(6): S. 879-89.
- [36] Choi, C.I., Yu, Y.D. und Park, D.S., *Ureteral Stent Insertion in the Management of Renal Colic during Pregnancy*. Chonnam Medical Journal, 2016. 52(2): S. 123-7.
- [37] Chou, H., Chin, T.Y. und Peh, W.C., *Dual-energy CT in gout - A review of current concepts and applications*. Journal of Medical Radiation Sciences, 2017. 64(1): S. 41-51.
- [38] Christ, G., *Exact treatment of the dual-energy method in CT using polyenergetic X-ray spectra*. Physics in Medicine and Biology, 1984. 29(12): S. 1501-10.

- [39] Chu, A.J., Lee, J.M., Lee, Y.J., Moon, S.K., Han, J.K. und Choi, B.I., *Dual-source, dual-energy multidetector CT for the evaluation of pancreatic tumours*. British Journal of Radiology, 2012. 85(1018): S. e891-8.
- [40] Chuang-Bo, Y., Tai-Ping, H., Hai-Feng, D., Yong-Jun, J., Xi-Rong, Z., Guang-Ming, M., Chenglong, R., Jun, W. und Yong, Y., *Quantitative assessment of the degree of differentiation in colon cancer with dual-energy spectral CT*. Abdominal Radiology, 2017.
- [41] Coe, F.L., Evan, A.P., Worcester, E.M. und Lingeman, J.E., *Three pathways for human kidney stone formation*. Urological Research, 2010. 38(3): S. 147-60.
- [42] Connolly, M.J., McInnes, M.D., El-Khodary, M., McGrath, T.A. und Schieda, N., *Diagnostic accuracy of virtual non-contrast enhanced dual-energy CT for diagnosis of adrenal adenoma: A systematic review and meta-analysis*. European Radiology, 2017.
- [43] Coupal, T.M., Mallinson, P.I., McLaughlin, P., Nicolaou, S., Munk, P.L. und Ouellette, H., *Peering through the glare: using dual-energy CT to overcome the problem of metal artefacts in bone radiology*. Skeletal Radiology, 2014. 43(5): S. 567-75.
- [44] Coursey CA, C.D., Remer EM, Arellano RS, Bishoff JT, Dighe M, Fulgham P, Goldfarb S, Israel GM, Lazarus E, Leyendecker JR, Majd M, Nikolaidis P, Papanicolaou N, Prasad S, Ramchandani P, Sheth S, Vikram R, Expert Panel on Urologic Imaging. , *ACR Appropriateness Criteria® acute onset flank pain -- suspicion of stone disease*, 2011, <https://www.acr.org/Clinical-Resources/ACR-Appropriateness-Criteria> [20.04.2015],
- [45] Coursey, C.A., Nelson, R.C., Boll, D.T., Paulson, E.K., Ho, L.M., Neville, A.M., Marin, D., Gupta, R.T. und Schindera, S.T., *Dual-energy multidetector CT: how does it work, what can it tell us, and when can we use it in abdominopelvic imaging?* Radiographics, 2010. 30(4): S. 1037-55.
- [46] Daudon, M., Bazin, D. und Letavernier, E., *Randall's plaque as the origin of calcium oxalate kidney stones*. Urolithiasis, 2015. 43 Supplement 1: S. 5-11.
- [47] De Cecco, C.N., Buffa, V., Fedeli, S., Vallone, A., Ruopoli, R., Luzietti, M., Miele, V., Rengo, M., Maurizi Enrici, M., Fina, P., Laghi, A. und David, V., *Preliminary experience with abdominal dual-energy CT (DECT): true versus virtual nonenhanced images of the liver*. La Radiologia Medica, 2010. 115(8): S. 1258-66.
- [48] De Cecco, C.N., Harris, B.S., Schoepf, U.J., Silverman, J.R., McWhite, C.B., Krazinski, A.W., Bayer, R.R. und Meinel, F.G., *Incremental Value of Pharmacological Stress Cardiac Dual-Energy CT Over Coronary CT Angiography Alone for the Assessment of Coronary Artery Disease in a High-Risk Population*. American Journal of Roentgenology, 2014. 203(1): S. W70-W77.

- [49] De Cecco, C.N., Muscogiuri, G., Schoepf, U.J., Caruso, D., Wichmann, J.L., Cannao, P.M., Canstein, C., Fuller, S.R., Snider, L., Varga-Szemes, A. und Hardie, A.D., *Virtual unenhanced imaging of the liver with third-generation dual-source dual-energy CT and advanced modeled iterative reconstruction*. European Journal of Radiology, 2016. 85(7): S. 1257-64.
- [50] Doizi, S., Rodgers, K., Poindexter, J., Sakhaee, K. und Maalouf, N.M., *Assessment of Urinary Inhibitor or Promoter Activity in Uric Acid Nephrolithiasis*. Journal of Urology, 2016. 195(6): S. 1799-804.
- [51] Drake, T., Grivas, N., Dabestani, S., Knoll, T., Lam, T., MacLennan, S., Petrik, A., Skolarikos, A., Straub, M., Tuerk, C., Yuan, C.Y. und Sarica, K., *What are the Benefits and Harms of Ureteroscopy Compared with Shock-wave Lithotripsy in the Treatment of Upper Ureteral Stones? A Systematic Review*. European Urology, 2017.
- [52] Duan, X., Li, Z., Yu, L., Leng, S., Halaweish, A.F., Fletcher, J.G. und McCollough, C.H., *Characterization of Urinary Stone Composition by Use of Third-Generation Dual-Source Dual-Energy CT With Increased Spectral Separation*. AJR: American Journal of Roentgenology, 2015. 205(6): S. 1203-7.
- [53] Eaton, S.H., Cashy, J., Pearl, J.A., Stein, D.M., Perry, K. und Nadler, R.B., *Admission rates and costs associated with emergency presentation of urolithiasis: analysis of the Nationwide Emergency Department Sample 2006-2009*. Journal of Endourology, 2013. 27(12): S. 1535-8.
- [54] Espelt, A., Borrell, C., Palencia, L., Goday, A., Spadea, T., Gnani, R., Font-Ribera, L. und Kunst, A.E., *Socioeconomic inequalities in the incidence and prevalence of type 2 diabetes mellitus in Europe*. Gaceta Sanitaria, 2013. 27(6): S. 494-501.
- [55] Evan, A.P., Worcester, E.M., Coe, F.L., Williams, J., Jr. und Lingeman, J.E., *Mechanisms of human kidney stone formation*. Urolithiasis, 2015. 43 Suppl 1: S. 19-32.
- [56] Faby, S., Kuchenbecker, S., Sawall, S., Simons, D., Schlemmer, H.-P., Lell, M. und Kachelrieß, M., *Performance of today's dual energy CT and future multi energy CT in virtual non-contrast imaging and in iodine quantification: A simulation study*. Medical Physics, 2015. 42(7): S. 4349-4366.
- [57] Falt, T., Soderberg, M., Wasselius, J. und Leander, P., *Material Decomposition in Dual-Energy Computed Tomography Separates High-Z Elements From Iodine, Identifying Potential Contrast Media Tailored for Dual Contrast Medium Examinations*. Journal of Computer Assisted Tomography, 2015. 39(6): S. 975-80.
- [58] Fink, C., Johnson, T.R., Michaely, H.J., Morhard, D., Becker, C., Reiser, M. und Nikolaou, K., *Dual-energy CT angiography of the lung in patients with suspected pulmonary embolism: initial results*. RoFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin, 2008. 180(10): S. 879-83.

- [59] Fisang, C., Anding, R., Muller, S.C., Latz, S. und Laube, N., *Urolithiasis--an interdisciplinary diagnostic, therapeutic and secondary preventive challenge*. Deutsches Ärzteblatt International, 2015. 112(6): S. 83-91.
- [60] Forghani, R., De Man, B. und Gupta, R., *Dual-Energy Computed Tomography: Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage, and Implementation: Part 1*. Neuroimaging Clinics of North America, 2017. 27(3): S. 371-384.
- [61] Forghani, R., De Man, B. und Gupta, R., *Dual-Energy Computed Tomography: Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage, and Implementation: Part 2*. Neuroimaging Clinics of North America, 2017. 27(3): S. 385-400.
- [62] Franken, A., Gevenois, P.A., Muylem, A.V., Howarth, N. und Keyzer, C., *In Vivo Differentiation of Uric Acid Versus Non-Uric Acid Urinary Calculi With Third-Generation Dual-Source Dual-Energy CT at Reduced Radiation Dose*. AJR: American Journal of Roentgenology, 2018. 210(2): S. 358-363.
- [63] Fulgham, P.F., Assimos, D.G., Pearle, M.S. und Preminger, G.M., *Clinical effectiveness protocols for imaging in the management of ureteral calculous disease: AUA technology assessment*. Journal of Urology, 2013. 189(4): S. 1203-13.
- [64] Gabbai, M., Leichter, I., Mahgerefteh, S. und Sosna, J., *Spectral material characterization with dual-energy CT: comparison of commercial and investigative technologies in phantoms*. Acta Radiologica, 2015. 56(8): S. 960-9.
- [65] Gariani, J., Cuvinciuc, V., Courvoisier, D., Krauss, B., Mendes Pereira, V., Sztajzel, R., Lovblad, K.O. und Vargas, M.I., *Diagnosis of acute ischemia using dual energy CT after mechanical thrombectomy*. Journal of Neurointerventional Surgery, 2016. 8(10): S. 996-1000.
- [66] Gasser, T., *Harnsteinerkrankung (Urolithiasis)*, in Basiswissen Urologie, Gasser, T. 2015, Springer: Berlin, Heidelberg. S. 73-92.
- [67] Gerber, R., Studer, U.E. und Danuser, H., *Is newer always better? A comparative study of 3 lithotripter generations*. Journal of Urology, 2005. 173(6): S. 2013-6.
- [68] Gesundheitsberichterstattung des Bundes, *Diagnosedaten der Krankenhäuser ab 2000, Region: Deutschland, ICD10: N20-N23 Urolithiasis, Art der Standardisierung: Standardbevölkerung Deutschland 2011*, <http://www.gbe-bund.de/gbe10/I?I=550:26329825D> [25.02.2018],
- [69] Ghani, K.R., Roghmann, F., Sammon, J.D., Trudeau, V., Sukumar, S., Rahbar, H., Kumar, R., Karakiewicz, P.I., Peabody, J.O., Menon, M., Sun, M. und Trinh, Q.D., *Emergency department visits in the United States for upper urinary tract stones: trends in hospitalization and charges*. Journal of Urology, 2014. 191(1): S. 90-6.
- [70] Godoy, M.C., Naidich, D.P., Marchiori, E., Assadourian, B., Leidecker, C., Schmidt, B. und Vlahos, I., *Basic principles and postprocessing techniques of dual-energy CT: illustrated by selected congenital abnormalities of the thorax*. Journal of Thoracic Imaging, 2009. 24(2): S. 152-9.

- [71] Gollub, M.J., Schwartz, L.H. und Akhurst, T., *Update on colorectal cancer imaging*. Radiologic Clinics of North America, 2007. 45(1): S. 85-118.
- [72] Goo, H.W., *Dual-energy lung perfusion and ventilation CT in children*. Pediatric Radiology, 2013. 43(3): S. 298-307.
- [73] Goodsitt, M.M., Christodoulou, E.G. und Larson, S.C., *Accuracies of the synthesized monochromatic CT numbers and effective atomic numbers obtained with a rapid kVp switching dual energy CT scanner*. Medical Physics, 2011. 38(4): S. 2222-32.
- [74] Grant, K.L., Flohr, T.G., Krauss, B., Sedlmair, M., Thomas, C. und Schmidt, B., *Assessment of an advanced image-based technique to calculate virtual monoenergetic computed tomographic images from a dual-energy examination to improve contrast-to-noise ratio in examinations using iodinated contrast media*. Investigative Radiology, 2014. 49(9): S. 586-92.
- [75] Graser, A., Becker, C.R., Staehler, M., Clevert, D.A., Macari, M., Arndt, N., Nikolaou, K., Sommer, W., Stief, C., Reiser, M.F. und Johnson, T.R., *Single-phase dual-energy CT allows for characterization of renal masses as benign or malignant*. Investigative Radiology, 2010. 45(7): S. 399-405.
- [76] Graser, A., Johnson, T.R., Bader, M., Staehler, M., Haseke, N., Nikolaou, K., Reiser, M.F., Stief, C.G. und Becker, C.R., *Dual energy CT characterization of urinary calculi: initial in vitro and clinical experience*. Investigative Radiology, 2008. 43(2): S. 112-9.
- [77] Graser, A., Johnson, T.R., Chandarana, H. und Macari, M., *Dual energy CT: preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen*. European Radiology, 2009. 19(1): S. 13-23.
- [78] Graser, A., Johnson, T.R., Hecht, E.M., Becker, C.R., Leidecker, C., Staehler, M., Stief, C.G., Hildebrandt, H., Godoy, M.C., Finn, M.E., Stepansky, F., Reiser, M.F. und Macari, M., *Dual-energy CT in patients suspected of having renal masses: can virtual nonenhanced images replace true nonenhanced images?* Radiology, 2009. 252(2): S. 433-40.
- [79] Grosjean, R., Daudon, M., Chammas, M.F., Jr., Claudon, M., Eschwege, P., Felblinger, J. und Hubert, J., *Pitfalls in urinary stone identification using CT attenuation values: are we getting the same information on different scanner models?* European Journal of Radiology, 2013. 82(8): S. 1201-6.
- [80] Gupta, R., Phan, C.M., Leidecker, C., Brady, T.J., Hirsch, J.A., Nogueira, R.G. und Yoo, A.J., *Evaluation of dual-energy CT for differentiating intracerebral hemorrhage from iodinated contrast material staining*. Radiology, 2010. 257(1): S. 205-11.
- [81] Gupta, R.T., Ho, L.M., Marin, D., Boll, D.T., Barnhart, H.X. und Nelson, R.C., *Dual-energy CT for characterization of adrenal nodules: initial experience*. AJR: American Journal of Roentgenology, 2010. 194(6): S. 1479-83.

- [82] Gupta, S., Wagner-Bartak, N., Jensen, C.T., Hui, A., Wei, W., Lertdilok, P., Qayyum, A. und Tamm, E.P., *Dual-energy CT of pancreatic adenocarcinoma: reproducibility of primary tumor measurements and assessment of tumor conspicuity and margin sharpness*. *Abdominal Radiology*, 2016. 41(7): S. 1317-24.
- [83] Habashy, D., Xia, R., Ridley, W., Chan, L. und Ridley, L., *Impact of dual energy characterization of urinary calculus on management*. *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology*, 2016. 60(5): S. 624-631.
- [84] Heidenreich, A., Desgrandschamps, F. und Terrier, F., *Modern approach of diagnosis and management of acute flank pain: review of all imaging modalities*. *European Urology*, 2002. 41(4): S. 351-62.
- [85] Heilberg, I.P., *Treatment of patients with uric acid stones*. *Urolithiasis*, 2016. 44(1): S. 57-63.
- [86] Heimbach, D., Jacobs, D., Muller, S.C. und Hesse, A., *Influence of alkaline solutions on chemolitholysis and lithotripsy of uric acid stones. An in vitro study*. *European Urology*, 2000. 38(5): S. 621-6.
- [87] Heismann, B.J., Leppert, J. und Stierstorfer, K., *Density and atomic number measurements with spectral x-ray attenuation method*. *Journal of Applied Physics*, 2003. 94(3): S. 2073-2079.
- [88] Hesse, A., Brandle, E., Wilbert, D., Kohrmann, K.U. und Alken, P., *Study on the prevalence and incidence of urolithiasis in Germany comparing the years 1979 vs. 2000*. *Eur Urol*, 2003. 44(6): S. 709-13.
- [89] Hoey, E.T., Mirsadraee, S., Pepke-Zaba, J., Jenkins, D.P., Gopalan, D. und Sreaton, N.J., *Dual-energy CT angiography for assessment of regional pulmonary perfusion in patients with chronic thromboembolic pulmonary hypertension: initial experience*. *AJR: American Journal of Roentgenology*, 2011. 196(3): S. 524-32.
- [90] Holdgate, A. und Pollock, T., *Nonsteroidal anti-inflammatory drugs (NSAIDs) versus opioids for acute renal colic*. *Cochrane Database Systematic Reviews*, 2005(2): S. CD004137.
- [91] Hollingsworth, J.M., Rogers, M.A., Kaufman, S.R., Bradford, T.J., Saint, S., Wei, J.T. und Hollenbeck, B.K., *Medical therapy to facilitate urinary stone passage: a meta-analysis*. *Lancet*, 2006. 368(9542): S. 1171-9.
- [92] Hu, R., Padole, A. und Gupta, R., *Dual-Energy Computed Tomographic Applications for Differentiation of Intracranial Hemorrhage, Calcium, and Iodine*. *Neuroimaging Clinics of North America*, 2017. 27(3): S. 401-409.
- [93] Hünnerbein, R., *Radiologische Verfahren*, in *Radiologie*, Reiser, M., Kuhn, F.-P. und Debus, J. 2017, Thieme: Stuttgart. S. 73-106.
- [94] Hyams, E.S. und Matlaga, B.R., *Economic impact of urinary stones*. *Translational Andrology and Urology*, 2014. 3(3): S. 278-83.

- [95] Ibrahim el, S.H., Haley, W.E., Jepperson, M.A., Thiel, D.D., Wehle, M.J. und Cernigliaro, J.G., *Three-dimensional dual-energy computed tomography for enhancing stone/stent contrasting and stone visualization in urolithiasis*. Case Reports Urology, 2013. 2013: S. 646087.
- [96] Ibrahim el, S.H., Haley, W.E., Jepperson, M.A., Wehle, M.J. und Cernigliaro, J.G., *Characterization of ureteral stents by dual-energy computed tomography: Clinical implications*. World Journal of Radiology, 2014. 6(8): S. 625-8.
- [97] Jäkel, O. und Karger, C.P., *Physikalische Grundlagen*, in Radiologie, Reiser, M., Kuhn, F.-P. und Debus, J. 2017, Thieme: Stuttgart. S. 15-36.
- [98] Jepperson, M.A., Cernigliaro, J.G., Ibrahim el, S.H., Morin, R.L., Haley, W.E. und Thiel, D.D., *In vivo comparison of radiation exposure of dual-energy CT versus low-dose CT versus standard CT for imaging urinary calculi*. Journal of Endourology, 2015. 29(2): S. 141-6.
- [99] Jepperson, M.A., Cernigliaro, J.G., Sella, D., Ibrahim, E., Thiel, D.D., Leng, S. und Haley, W.E., *Dual-energy CT for the evaluation of urinary calculi: image interpretation, pitfalls and stone mimics*. Clinical Radiology, 2013. 68(12): S. e707-14.
- [100] Jepperson, M.A., Ibrahim el, S.H., Taylor, A., Cernigliaro, J.G., Haley, W.E. und Thiel, D.D., *Accuracy and efficiency of determining urinary calculi composition using dual-energy computed tomography compared with Hounsfield unit measurements for practicing physicians*. Urology, 2014. 84(3): S. 561-4.
- [101] Jepperson, M.A., Thiel, D.D., Cernigliaro, J.G., Broderick, G.A. und Haley, W.E., *Case series demonstrating the clinical utility of dual energy computed tomography in patients requiring stents for urinary calculi*. The Canadian Journal of Urology, 2014. 21(1): S. 7166-70.
- [102] Jepperson, M.A., Thiel, D.D., Cernigliaro, J.G., Broderick, G.A., Parker, A.S. und Haley, W.E., *Determination of ureter stent appearance on dual-energy computed tomography scan*. Urology, 2012. 80(5): S. 986-9.
- [103] Jha, P., Bentley, B., Behr, S., Yee, J. und Zagoria, R., *Imaging of flank pain: readdressing state-of-the-art*. Emergency Radiology, 2017. 24(1): S. 81-86.
- [104] Jin, K.N., De Cecco, C.N., Caruso, D., Tesche, C., Spandorfer, A., Varga-Szemes, A. und Schoepf, U.J., *Myocardial perfusion imaging with dual energy CT*. European Journal of Radiology, 2016. 85(10): S. 1914-1921.
- [105] Joe, E., Kim, S.H., Lee, K.B., Jang, J.J., Lee, J.Y., Lee, J.M., Han, J.K. und Choi, B.I., *Feasibility and accuracy of dual-source dual-energy CT for noninvasive determination of hepatic iron accumulation*. Radiology, 2012. 262(1): S. 126-35.
- [106] Johnson, T.R., *Dual-energy CT: general principles*. AJR: American Journal of Roentgenology, 2012. 199(5 Suppl): S. S3-8.

- [107] Johnson, T.R., Krauss, B., Sedlmair, M., Grasmuck, M., Bruder, H., Morhard, D., Fink, C., Weckbach, S., Lenhard, M., Schmidt, B., Flohr, T., Reiser, M.F. und Becker, C.R., *Material differentiation by dual energy CT: initial experience*. European Radiology, 2007. 17(6): S. 1510-7.
- [108] Joshi, H.B., Okeke, A., Newns, N., Keeley, F.X., Jr. und Timoney, A.G., *Characterization of urinary symptoms in patients with ureteral stents*. Urology, 2002. 59(4): S. 511-6.
- [109] Jung, H. und Ooster, P.J., *Acute management of stones: when to treat or not to treat?* World Journal of Urology, 2015. 33(2): S. 203-11.
- [110] Kahl-Scholz, M. und Vockelmann, C., *Basiswissen Radiologie*. 2017, Springer: Berlin, Heidelberg.
- [111] Karcaaltincaba, M. und Ozdeniz, I., *Dual-energy CT for diagnostic CT colonography*. Radiographics, 2014. 34(3): S. 847.
- [112] Kaufmann, S., Sauter, A., Spira, D., Gatidis, S., Ketelsen, D., Heuschmid, M., Claussen, C.D. und Thomas, C., *Tin-filter enhanced dual-energy-CT: image quality and accuracy of CT numbers in virtual noncontrast imaging*. Academic Radiology, 2013. 20(5): S. 596-603.
- [113] Kavanagh, J.P., *Enlargement of a lower pole calcium oxalate stone: a theoretical examination of the role of crystal nucleation, growth, and aggregation*. Journal of Endourology, 1999. 13(9): S. 605-10.
- [114] Kavanagh, J.P., *Supersaturation and renal precipitation: the key to stone formation?* Urological Research, 2006. 34(2): S. 81-5.
- [115] Kellock, T.T., Nicolaou, S., Kim, S.S.Y., Al-Busaidi, S., Louis, L.J., O'Connell, T.W., Ouellette, H.A. und McLaughlin, P.D., *Detection of Bone Marrow Edema in Nondisplaced Hip Fractures: Utility of a Virtual Noncalcium Dual-Energy CT Application*. Radiology, 2017. 284(3): S. 798-805.
- [116] Khan, S.R. und Canales, B.K., *Unified theory on the pathogenesis of Randall's plaques and plugs*. Urolithiasis, 2015. 43 Suppl 1: S. 109-23.
- [117] Kildal, D., *Medizinische Fremdkörper in der Bildgebung: Thorax, Abdomen, Gefäße und Kinder*. 2016, Springer Berlin Heidelberg.
- [118] Kim, J.E., Kim, H.O., Bae, K., Cho, J.M., Choi, H.C. und Choi, D.S., *Differentiation of small intrahepatic mass-forming cholangiocarcinoma from small liver abscess by dual source dual-energy CT quantitative parameters*. European Journal of Radiology, 2017. 92: S. 145-152.
- [119] Kim, S.J., Lim, H.K., Lee, H.Y., Choi, C.G., Lee, D.H., Suh, D.C., Kim, S.M., Kim, J.K. und Krauss, B., *Dual-energy CT in the evaluation of intracerebral hemorrhage of unknown origin: differentiation between tumor bleeding and pure hemorrhage*. AJNR: American Journal of Neuroradiology, 2012. 33(5): S. 865-72.

- [120] Klis, R., Korczak-Kozakiewicz, E., Denys, A., Sosnowski, M. und Rozanski, W., *Relationship between urinary tract infection and self-retaining Double-J catheter colonization*. Journal of Endourology, 2009. 23(6): S. 1015-9.
- [121] Knoll, T., *Urolithiasis*, in Facharztwissen Urologie: Differenzierte Diagnostik und Therapie, Schmelz, H.U., Sparwasser, C. und Weidner, W. 2014, Springer: Berlin, Heidelberg. S. 121-36.
- [122] Knoll, T., Bach, T., Humke, U., Neisius, A., Stein, R., Schonthaler, M. und Wendt-Nordahl, G., *S2k-Leitlinie zur Diagnostik, Therapie und Metaphylaxe der Urolithiasis*, 2015, <http://www.awmf.org/leitlinien/detail/ll/043-025.html> [19.01.2017], Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften (AWMF) - Ständige Kommission Leitlinien
- [123] Knoll, T., Bach, T., Humke, U., Neisius, A., Stein, R., Schonthaler, M. und Wendt-Nordahl, G., *[S2k guidelines on diagnostics, therapy and metaphylaxis of urolithiasis (AWMF 043/025) : Compendium]*. Urologe. Ausgabe A, 2016. 55(7): S. 904-22.
- [124] Knoll, T., Schubert, A.B., Fahlenkamp, D., Leusmann, D.B., Wendt-Nordahl, G. und Schubert, G., *Urolithiasis through the ages: data on more than 200,000 urinary stone analyses*. Journal of Urology, 2011. 185(4): S. 1304-11.
- [125] Kok, D.J. und Khan, S.R., *Calcium oxalate nephrolithiasis, a free or fixed particle disease*. Kidney International, 1994. 46(3): S. 847-54.
- [126] Koka, R.M., Huang, E. und Lieske, J.C., *Adhesion of uric acid crystals to the surface of renal epithelial cells*. American Journal of Physiology: Renal Physiology, 2000. 278(6): S. F989-98.
- [127] Kong, X., Sheng, H.X., Lu, G.M., Meinel, F.G., Dyer, K.T., Schoepf, U.J. und Zhang, L.J., *Xenon-enhanced dual-energy CT lung ventilation imaging: techniques and clinical applications*. AJR: American Journal of Roentgenology, 2014. 202(2): S. 309-17.
- [128] Koprowski, C., Kim, C., Modi, P.K. und Elsamra, S.E., *Ureteral Stent-Associated Pain: A Review*. Journal of Endourology, 2016. 30(7): S. 744-53.
- [129] Krauss, B., Grant, K.L., Schmidt, B.T. und Flohr, T.G., *The importance of spectral separation: an assessment of dual-energy spectral separation for quantitative ability and dose efficiency*. Investigative Radiology, 2015. 50(2): S. 114-8.
- [130] Krieger, H., *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes*. 2012, Vieweg + Teubner: Wiesbaden.
- [131] Krissak, R., Henzler, T., Reichert, M., Krauss, B., Schoenberg, S.O. und Fink, C., *Enhanced visualization of lung vessels for diagnosis of pulmonary embolism using dual energy CT angiography*. Investigative Radiology, 2010. 45(6): S. 341-6.

- [132] Laube, N., Klein, F. und Bernsmann, F., *Kinetics of calcium oxalate crystal formation in urine*. Urolithiasis, 2016.
- [133] Lee, Y.H. und Song, G.G., *Diagnostic accuracy of dual-energy computed tomography in patients with gout: A meta-analysis*. Seminars in Arthritis and Rheumatism, 2017. 47(1): S. 95-101.
- [134] Lehmann, L.A., Alvarez, R.E., Macovski, A., Brody, W.R., Pelc, N.J., Riederer, S.J. und Hall, A.L., *Generalized image combinations in dual KVP digital radiography*. Medical Physics, 1981. 8(5): S. 659-67.
- [135] Li, X., Chen, G.Z., Zhao, Y.E., Schoepf, U.J., Albrecht, M.H., Bickford, M.W., Gu, H.F., Zhang, L.J. und Lu, G.M., *Radiation Optimized Dual-source Dual-energy Computed Tomography Pulmonary Angiography: Intra-individual and Inter-individual Comparison*. Academic Radiology, 2017. 24(1): S. 13-21.
- [136] Lipkin, M. und Ackerman, A., *Imaging for urolithiasis: standards, trends, and radiation exposure*. Current Opinion in Urology, 2016. 26(1): S. 56-62.
- [137] Litwin, M.S. und Saigal, C.S., Urologic diseases in America, US Department of Health and Human Services, Public Health Service, National Institutes of Health, National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases. Washington, DC: US Government Printing Office, 2012; NIH Publication No. 12-7865
- [138] Liu, X., Yu, L., Primak, A.N. und McCollough, C.H., *Quantitative imaging of element composition and mass fraction using dual-energy CT: three-material decomposition*. Medical Physics, 2009. 36(5): S. 1602-9.
- [139] Lopez, M. und Hoppe, B., *History, epidemiology and regional diversities of urolithiasis*. Pediatric Nephrology, 2010. 25(1): S. 49-59.
- [140] Ma, R., Liu, C., Deng, K., Song, S.J., Wang, D.P. und Huang, L., *Cerebral artery evaluation of dual energy CT angiography with dual source CT*. Chinese Medical Journal (Engl.), 2010. 123(9): S. 1139-44.
- [141] Maass, C., Baer, M. und Kachelriess, M., *Image-based dual energy CT using optimized pre-correction functions: A practical new approach of material decomposition in image domain*. Medical Physics, 2009. 36(8): S. 3818-3829.
- [142] Macovski, A., Alvarez, R.E., Chan, J.L., Stonestrom, J.P. und Zatz, L.M., *Energy dependent reconstruction in X-ray computerized tomography*. Computers in Biology and Medicine, 1976. 6(4): S. 325-36.
- [143] Mahgerefteh, S., Blachar, A., Fraifeld, S. und Sosna, J., *Dual-energy derived virtual nonenhanced computed tomography imaging: current status and applications*. Seminars in Ultrasound, CT and MR, 2010. 31(4): S. 321-7.
- [144] Mallinson, P., Antoniadis, G., McLaughlin, P., Louis, L., Nicolaou, S., Munk, P. und Ouellette, H., *Dual-energy computed tomographic tendon algorithm in acute trauma: initial experiences*. Journal of Computer Assisted Tomography, 2014. 38(3): S. 348-51.

- [145] Mangold, S., Thomas, C., Fenchel, M., Vuust, M., Krauss, B., Ketelsen, D., Tsiflikas, I., Claussen, C.D. und Heuschmid, M., *Virtual nonenhanced dual-energy CT urography with tin-filter technology: determinants of detection of urinary calculi in the renal collecting system*. Radiology, 2012. 264(1): S. 119-25.
- [146] Mannil, M., Ramachandran, J., Vittoria de Martini, I., Wegener, S., Schmidt, B., Flohr, T., Krauss, B., Valavanis, A., Alkadhi, H. und Winklhofer, S., *Modified Dual-Energy Algorithm for Calcified Plaque Removal: Evaluation in Carotid Computed Tomography Angiography and Comparison With Digital Subtraction Angiography*. Investigative Radiology, 2017.
- [147] Marangella, M., *Medical management of urinary calculi: up to date 2016*. Urologia, 2016. 83(3): S. 110-123.
- [148] Marin, D., Boll, D.T., Mileto, A. und Nelson, R.C., *State of the art: dual-energy CT of the abdomen*. Radiology, 2014. 271(2): S. 327-42.
- [149] Martin, S.S., Pfeifer, S., Wichmann, J.L., Albrecht, M.H., Leithner, D., Lenga, L., Scholtz, J.E., Vogl, T.J. und Bodelle, B., *Noise-optimized virtual monoenergetic dual-energy computed tomography: optimization of kiloelectron volt settings in patients with gastrointestinal stromal tumors*. Abdominal Radiology, 2017. 42(3): S. 718-726.
- [150] Matsumoto, K., Jinzaki, M., Tanami, Y., Ueno, A., Yamada, M. und Kuribayashi, S., *Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: improved image quality as compared with that obtained with conventional 120-kVp CT*. Radiology, 2011. 259(1): S. 257-62.
- [151] McCollough, C.H., Leng, S., Yu, L. und Fletcher, J.G., *Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications*. Radiology, 2015. 276(3): S. 637-53.
- [152] Mileto, A., Nelson, R.C., Marin, D., Roy Choudhury, K. und Ho, L.M., *Dual-energy multidetector CT for the characterization of incidental adrenal nodules: diagnostic performance of contrast-enhanced material density analysis*. Radiology, 2015. 274(2): S. 445-54.
- [153] Miller, O.F. und Kane, C.J., *Time to stone passage for observed ureteral calculi: a guide for patient education*. Journal of Urology, 1999. 162(3 Pt 1): S. 688-90; discussion 690-1.
- [154] Moon, J.W., Park, B.K., Kim, C.K. und Park, S.Y., *Evaluation of virtual unenhanced CT obtained from dual-energy CT urography for detecting urinary stones*. British Journal of Radiology, 2012. 85(1014): S. e176-81.
- [155] Morhard, D., Fink, C., Graser, A., Reiser, M.F., Becker, C. und Johnson, T.R., *Cervical and cranial computed tomographic angiography with automated bone removal: dual energy computed tomography versus standard computed tomography*. Investigative Radiology, 2009. 44(5): S. 293-7.

- [156] Morsbach, F., Wurnig, M.C., Muller, D., Krauss, B., Korporaal, J.G. und Alkadhi, H., *Feasibility of single-source dual-energy computed tomography for urinary stone characterization and value of iterative reconstructions*. Investigative Radiology, 2014. 49(3): S. 125-30.
- [157] Neisius, A., Lipkin, M.E., Rassweiler, J.J., Zhong, P., Preminger, G.M. und Knoll, T., *Shock wave lithotripsy: the new phoenix?* World Journal of Urology, 2015. 33(2): S. 213-21.
- [158] Neisius, A., Wollner, J., Thomas, C., Roos, F.C., Brenner, W., Hampel, C., Preminger, G.M., Thuroff, J.W. und Gillitzer, R., *Treatment efficacy and outcomes using a third generation shockwave lithotripter*. BJU International, 2013. 112(7): S. 972-81.
- [159] Netsch, C., Knipper, S., Bach, T., Herrmann, T.R. und Gross, A.J., *Impact of preoperative ureteral stenting on stone-free rates of ureteroscopy for nephroureterolithiasis: a matched-paired analysis of 286 patients*. Urology, 2012. 80(6): S. 1214-9.
- [160] Neville, A.M., Gupta, R.T., Miller, C.M., Merkle, E.M., Paulson, E.K. und Boll, D.T., *Detection of renal lesion enhancement with dual-energy multidetector CT*. Radiology, 2011. 259(1): S. 173-83.
- [161] Niall, O., Russell, J., MacGregor, R., Duncan, H. und Mullins, J., *A comparison of noncontrast computerized tomography with excretory urography in the assessment of acute flank pain*. Journal of Urology, 1999. 161(2): S. 534-7.
- [162] Okada, M., Kim, T. und Murakami, T., *Hepatocellular nodules in liver cirrhosis: state of the art CT evaluation (perfusion CT/volume helical shuttle scan/dual-energy CT, etc.)*. Abdominal Imaging, 2011. 36(3): S. 273-81.
- [163] Ozdeniz, I., Idilman, I.S., Koklu, S., Hamaloglu, E., Ozmen, M., Akata, D. und Karcaaltincaba, M., *Dual-energy CT characteristics of colon and rectal cancer allows differentiation from stool by dual-source CT*. Diagnostic and Interventional Radiology, 2017. 23(4): S. 251-256.
- [164] Pache, G., Krauss, B., Strohm, P., Saueressig, U., Blanke, P., Bulla, S., Schafer, O., Helwig, P., Kotter, E., Langer, M. und Baumann, T., *Dual-energy CT virtual noncalcium technique: detecting posttraumatic bone marrow lesions--feasibility study*. Radiology, 2010. 256(2): S. 617-24.
- [165] Papadopoulos, G., Bourdoumis, A., Kachrilas, S., Bach, C., Buchholz, N. und Masood, J., *Hyoscine N-butylbromide (Buscopan(R)) in the treatment of acute ureteral colic: what is the evidence?* Urologia Internationalis, 2014. 92(3): S. 253-7.
- [166] Peltola, E.K. und Koskinen, S.K., *Dual-energy computed tomography of cruciate ligament injuries in acute knee trauma*. Skeletal Radiology, 2015. 44(9): S. 1295-301.

- [167] Petersilka, M., Bruder, H., Krauss, B., Stierstorfer, K. und Flohr, T.G., *Technical principles of dual source CT*. European Journal of Radiology, 2008. 68(3): S. 362-8.
- [168] Petritsch, B., Kosmala, A., Weng, A.M., Krauss, B., Heidemeier, A., Wagner, R., Heintel, T.M., Gassenmaier, T. und Bley, T.A., *Vertebral Compression Fractures: Third-Generation Dual-Energy CT for Detection of Bone Marrow Edema at Visual and Quantitative Analyses*. Radiology, 2017. 284(1): S. 161-168.
- [169] Postma, A.A., Hofman, P.A., Stadler, A.A., van Oostenbrugge, R.J., Tijssen, M.P. und Wildberger, J.E., *Dual-energy CT of the brain and intracranial vessels*. AJR: American Journal of Roentgenology, 2012. 199(5 Suppl): S. S26-33.
- [170] Preminger, G.M., *Shock wave physics*. American Journal of Kidney Diseases, 1991. 17(4): S. 431-5.
- [171] Preminger, G.M., Tiselius, H.G., Assimos, D.G., Alken, P., Buck, C., Gallucci, M., Knoll, T., Lingeman, J.E., Nakada, S.Y., Pearle, M.S., Sarica, K., Turk, C., Wolf, J.S., Jr. und Panel, E.A.N.G., *2007 guideline for the management of ureteral calculi*. Journal of Urology, 2007. 178(6): S. 2418-34.
- [172] Presores, J.B. und Swift, J.A., *Adhesion properties of uric acid crystal surfaces*. Langmuir, 2012. 28(19): S. 7401-6.
- [173] Primak, A.N., Fletcher, J.G., Vrtiska, T.J., Dzyubak, O.P., Lieske, J.C., Jackson, M.E., Williams, J.C., Jr. und McCollough, C.H., *Noninvasive differentiation of uric acid versus non-uric acid kidney stones using dual-energy CT*. Academic Radiology, 2007. 14(12): S. 1441-7.
- [174] Primak, A.N., Ramirez Giraldo, J.C., Liu, X., Yu, L. und McCollough, C.H., *Improved dual-energy material discrimination for dual-source CT by means of additional spectral filtration*. Medical Physics, 2009. 36(4): S. 1359-69.
- [175] Qu, M., Jaramillo-Alvarez, G., Ramirez-Giraldo, J.C., Liu, Y., Duan, X., Wang, J., Vrtiska, T.J., Krambeck, A.E., Lieske, J. und McCollough, C.H., *Urinary stone differentiation in patients with large body size using dual-energy dual-source computed tomography*. European Radiology, 2013. 23(5): S. 1408-14.
- [176] Qu, M., Ramirez-Giraldo, J.C., Leng, S., Williams, J.C., Vrtiska, T.J., Lieske, J.C. und McCollough, C.H., *Dual-Energy Dual-Source CT With Additional Spectral Filtration Can Improve the Differentiation of Non-Uric Acid Renal Stones: An Ex Vivo Phantom Study*. American Journal of Roentgenology, 2011. 196(6): S. 1279-1287.
- [177] Råde, L., Westergren, B. und Vachenauer, P., *Springers mathematische Formeln*. 2000, Springer: Berlin [u.a.].
- [178] Ratkalkar, V.N. und Kleinman, J.G., *Mechanisms of Stone Formation*. Clinical Reviews in Bone and Mineral Metabolism, 2011. 9(3-4): S. 187-197.
- [179] Rodgers, A.L., *Physicochemical mechanisms of stone formation*. Urolithiasis, 2017. 45(1): S. 27-32.

- [180] Roele, E.D., Timmer, V., Vaassen, L.A.A., van Kroonenburgh, A. und Postma, A.A., *Dual-Energy CT in Head and Neck Imaging*. Current Radiology Reports, 2017. 5(5): S. 19.
- [181] Roy, C., Saussine, C., LeBras, Y., Delepaul, B., Jahn, C., Steichen, G., Jacqmin, D. und Chambron, J., *Assessment of painful ureterohydronephrosis during pregnancy by MR urography*. European Radiology, 1996. 6(3): S. 334-8.
- [182] Scales, C.D., Jr., Smith, A.C., Hanley, J.M., Saigal, C.S. und Urologic Diseases in America, P., *Prevalence of kidney stones in the United States*. European Urology, 2012. 62(1): S. 160-5.
- [183] Schlomka, J.P., Roessl, E., Dorscheid, R., Dill, S., Martens, G., Istel, T., Baumer, C., Herrmann, C., Steadman, R., Zeitler, G., Livne, A. und Proksa, R., *Experimental feasibility of multi-energy photon-counting K-edge imaging in pre-clinical computed tomography*. Physics in Medicine and Biology, 2008. 53(15): S. 4031-47.
- [184] Schmitz, W. und Hegemann, G., *[On conservative treatment of ureteral strictures with special reference to basic gynecologic diseases]*. Urologe, 1966. 5(5): S. 251-6.
- [185] Schwarz, F., Ruzsics, B., Schoepf, U.J., Bastarrika, G., Chiaramida, S.A., Abro, J.A., Brothers, R.L., Vogt, S., Schmidt, B., Costello, P. und Zwerner, P.L., *Dual-energy CT of the heart--principles and protocols*. European Journal of Radiology, 2008. 68(3): S. 423-33.
- [186] Seitz, C., Liatsikos, E., Porpiglia, F., Tiselius, H.G. und Zwergel, U., *Medical therapy to facilitate the passage of stones: what is the evidence?* European Urology, 2009. 56(3): S. 455-71.
- [187] Shefer, E., Altman, A., Behling, R., Goshen, R., Gregorian, L., Roterman, Y., Uman, I., Wainer, N., Yagil, Y. und Zarchin, O., *State of the Art of CT Detectors and Sources: A Literature Review*. Current Radiology Reports, 2013. 1(1): S. 76-91.
- [188] Shekarriz, B. und Stoller, M.L., *Uric acid nephrolithiasis: current concepts and controversies*. Journal of Urology, 2002. 168(4 Pt 1): S. 1307-14.
- [189] Shen, P., Jiang, M., Yang, J., Li, X., Li, Y., Wei, W., Dai, Y., Zeng, H. und Wang, J., *Use of ureteral stent in extracorporeal shock wave lithotripsy for upper urinary calculi: a systematic review and meta-analysis*. Journal of Urology, 2011. 186(4): S. 1328-35.
- [190] Shi, L., Yan, F., Pan, Z., Liu, B., Liu, H., Wang, B., Zhang, H. und Yu, Y., *Stomach virtual non-enhanced CT with second-generation, dual-energy CT: a preliminary study*. PloS One, 2014. 9(11): S. e112295.
- [191] Shokeir, A.A., *Renal colic: pathophysiology, diagnosis and treatment*. European Urology, 2001. 39(3): S. 241-9.

- [192] Shokeir, A.A., *Renal colic: new concepts related to pathophysiology, diagnosis and treatment*. Current Opinion in Urology, 2002. 12(4): S. 263-9.
- [193] Siegel, M.J., Kaza, R.K., Bolus, D.N., Boll, D.T., Rofsky, N.M., De Cecco, C.N., Foley, W.D., Morgan, D.E., Schoepf, U.J., Sahani, D.V., Shuman, W.P., Vrtiska, T.J., Yeh, B.M. und Berland, L.L., *White Paper of the Society of Computed Body Tomography and Magnetic Resonance on Dual-Energy CT, Part 1: Technology and Terminology*. Journal of Computer Assisted Tomography, 2016. 40(6): S. 841-845.
- [194] Siegel, M.J., Ramirez-Giraldo, J.C. und Graser, A., *Abdominal dual-source dual-energy CT: Uses in clinical practice*. Applied Radiology, 2013. 42(11).
- [195] Siemens, *SOMATOM Force Brochure*, 2017, Erhältlich über: <https://www.healthcare.siemens.de/computed-tomography/dual-source-ct/somatom-force/technical-specifications> [17.08.2017], Siemens Healthcare GmbH
- [196] Skolarikos, A., Straub, M., Knoll, T., Sarica, K., Seitz, C., Petrik, A. und Turk, C., *Metabolic evaluation and recurrence prevention for urinary stone patients: EAU guidelines*. European Urology, 2015. 67(4): S. 750-63.
- [197] Spek, A., Strittmatter, F., Graser, A., Kufer, P., Stief, C. und Staehler, M., *Dual energy can accurately differentiate uric acid-containing urinary calculi from calcium stones*. World Journal of Urology, 2016. 34(9): S. 1297-302.
- [198] Staubli, S.E., Mordasini, L., Engeler, D.S., Sauter, R., Schmid, H.P. und Abt, D., *Economic Aspects of Morbidity Caused by Ureteral Stents*. Urologia Internationalis, 2016. 97(1): S. 91-7.
- [199] Stolzmann, P., Leschka, S., Scheffel, H., Rentsch, K., Baumüller, S., Desbiolles, L., Schmidt, B., Marinček, B. und Alkadhi, H., *Characterization of urinary stones with dual-energy CT: improved differentiation using a tin filter*. Investigative Radiology, 2010. 45(1): S. 1-6.
- [200] Straub, M. und Hautmann, R., *Urolithiasis – Harnsteinerkrankung*, in Urologie, Hautmann, R. und Gschwend, J.E. 2014, Springer: Berlin Heidelberg. S. 249-81.
- [201] Strittmatter, F., Gratzke, C., Graser, A., Stief, C.G. und Johnson, T.R., *Bildgebung zur Diagnostik der Urolithiasis einschließlich Dual-Energy-CT*. Urologe. Ausgabe A, 2013. 52(4): S. 541-5.
- [202] Strohmaier, W.L., *Economics of stone disease/treatment*. Arab Journal of Urology, 2012. 10(3): S. 273-8.
- [203] Strohmaier, W.L., *Recent advances in understanding and managing urolithiasis*. F1000Research, 2016. 5: S. 2651.
- [204] Sudarski, S., Hagelstein, C., Weis, M., Schoenberg, S.O. und Apfaltrer, P., *Dual-energy snap-shot perfusion CT in suspect pulmonary nodules and masses and for lung cancer staging*. European Journal of Radiology, 2015. 84(12): S. 2393-400.

- [205] Sun, C., Miao, F., Wang, X.M., Wang, T., Ma, R., Wang, D.P. und Liu, C., *An initial qualitative study of dual-energy CT in the knee ligaments*. Surgical and Radiologic Anatomy, 2008. 30(5): S. 443-7.
- [206] Sun, H., Hou, X.Y., Xue, H.D., Li, X.G., Jin, Z.Y., Qian, J.M., Yu, J.C. und Zhu, H.D., *Dual-source dual-energy CT angiography with virtual non-enhanced images and iodine map for active gastrointestinal bleeding: image quality, radiation dose and diagnostic performance*. European Journal of Radiology, 2015. 84(5): S. 884-91.
- [207] Szczykutowicz, T.P. und Chen, G.H., *Dual energy CT using slow kVp switching acquisition and prior image constrained compressed sensing*. Physics in Medicine and Biology, 2010. 55(21): S. 6411-29.
- [208] Tamm, E.P., Le, O., Liu, X., Layman, R.R., Cody, D.D. und Bhosale, P.R., *"How to" incorporate dual-energy imaging into a high volume abdominal imaging practice*. Abdominal Radiology, 2017. 42(3): S. 688-701.
- [209] Thieme, S.F., Hoegl, S., Nikolaou, K., Fisahn, J., Irlbeck, M., Maxien, D., Reiser, M.F., Becker, C.R. und Johnson, T.R., *Pulmonary ventilation and perfusion imaging with dual-energy CT*. European Radiology, 2010. 20(12): S. 2882-9.
- [210] Turk, C., Petrik, A., Sarica, K., Seitz, C., Skolarikos, A., Straub, M. und Knoll, T., *EAU Guidelines on Diagnosis and Conservative Management of Urolithiasis*. European Urology, 2016. 69(3): S. 468-74.
- [211] Turk, C., Petrik, A., Sarica, K., Seitz, C., Skolarikos, A., Straub, M. und Knoll, T., *EAU Guidelines on Interventional Treatment for Urolithiasis*. European Urology, 2016. 69(3): S. 475-82.
- [212] Vandenbroucke, F., Van Hedent, S., Van Gompel, G., Buls, N., Craggs, G., Vandemeulebroucke, J., Ros, P.R. und de Mey, J., *Dual-energy CT after radiofrequency ablation of liver, kidney, and lung lesions: a review of features*. Insights Imaging, 2015. 6(3): S. 363-79.
- [213] Venkatesan, N., Shroff, S., Jayachandran, K. und Doble, M., *Polymers as ureteral stents*. Journal of Endourology, 2010. 24(2): S. 191-8.
- [214] Vliegenthart, R., Pelgrim, G.J., Ebersberger, U., Rowe, G.W., Oudkerk, M. und Schoepf, U.J., *Dual-energy CT of the heart*. AJR Am J Roentgenol, 2012. 199(5 Suppl): S. S54-63.
- [215] Wang, C.K., Tsai, J.M., Chuang, M.T., Wang, M.T., Huang, K.Y. und Lin, R.M., *Bone marrow edema in vertebral compression fractures: detection with dual-energy CT*. Radiology, 2013. 269(2): S. 525-33.
- [216] Wang, X., Meier, D., Taguchi, K., Wagenaar, D.J., Patt, B.E. und Frey, E.C., *Material separation in x-ray CT with energy resolved photon-counting detectors*. Medical Physics, 2011. 38(3): S. 1534-46.

- [217] Watanabe, Y., Uotani, K., Nakazawa, T., Higashi, M., Yamada, N., Hori, Y., Kanzaki, S., Fukuda, T., Itoh, T. und Naito, H., *Dual-energy direct bone removal CT angiography for evaluation of intracranial aneurysm or stenosis: comparison with conventional digital subtraction angiography*. *European Radiology*, 2009. 19(4): S. 1019-24.
- [218] Weidner, W., Jocham, D., Doehn, C., Volkmer, B., Amend, B. und Stenzl, A., *Urologische Diagnostik*, in *Urologie*, Hautmann, R. und Gschwend, J.E. 2014, Springer: Berlin Heidelberg. S. 35-94.
- [219] Weizer, A.Z., Zhong, P. und Preminger, G.M., *New concepts in shock wave lithotripsy*. *Urologic Clinics of North America*, 2007. 34(3): S. 375-82.
- [220] White, D.R., *An analysis of the Z-dependence of photon and electron interactions*. *Physics in Medicine and Biology*, 1977. 22(2): S. 219-28.
- [221] White, W.M., Johnson, E.B., Zite, N.B., Beddies, J., Krambeck, A.E., Hyams, E., Marien, T., Shah, O., Matlaga, B. und Pais, V.M., Jr., *Predictive value of current imaging modalities for the detection of urolithiasis during pregnancy: a multicenter, longitudinal study*. *Journal of Urology*, 2013. 189(3): S. 931-4.
- [222] Wichmann, J.L., Booz, C., Wesarg, S., Kafchitsas, K., Bauer, R.W., Kerl, J.M., Lehnert, T., Vogl, T.J. und Khan, M.F., *Dual-energy CT-based phantomless in vivo three-dimensional bone mineral density assessment of the lumbar spine*. *Radiology*, 2014. 271(3): S. 778-84.
- [223] Wiesenthal, J.D., Ghiculete, D., RJ, D.A.H. und Pace, K.T., *Evaluating the importance of mean stone density and skin-to-stone distance in predicting successful shock wave lithotripsy of renal and ureteric calculi*. *Urological Research*, 2010. 38(4): S. 307-13.
- [224] Winklhofer, S., Vittoria De Martini, I., Nern, C., Blume, I., Wegener, S., Pangalu, A., Valavanis, A., Alkadhi, H. und Guggenberger, R., *Dual-Energy Computed Tomography in Stroke Imaging: Technical and Clinical Considerations of Virtual Noncontrast Images for Detection of the Hyperdense Artery Sign*. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 2017.
- [225] Worster, A., Preyra, I., Weaver, B. und Haines, T., *The accuracy of noncontrast helical computed tomography versus intravenous pyelography in the diagnosis of suspected acute urolithiasis: a meta-analysis*. *Annals of Emergency Medicine*, 2002. 40(3): S. 280-6.
- [226] Yachia, D., *Recent advances in ureteral stents*. *Current Opinion in Urology*, 2008. 18(2): S. 241-6.
- [227] Yilmaz, S., Sindel, T., Arslan, G., Ozkaynak, C., Karaali, K., Kabaalioglu, A. und Luleci, E., *Renal colic: comparison of spiral CT, US and IVU in the detection of ureteral calculi*. *European Radiology*, 1998. 8(2): S. 212-7.
- [228] Yu, L., Christner, J.A., Leng, S., Wang, J., Fletcher, J.G. und McCollough, C.H., *Virtual monochromatic imaging in dual-source dual-energy CT: radiation dose and image quality*. *Medical Physics*, 2011. 38(12): S. 6371-9.

- [229] Yu, L., Leng, S. und McCollough, C.H., *Dual-energy CT-based monochromatic imaging*. AJR: American Journal of Roentgenology, 2012. 199(5 Suppl): S. S9-S15.
- [230] Yu, L., Primak, A.N., Liu, X. und McCollough, C.H., *Image quality optimization and evaluation of linearly mixed images in dual-source, dual-energy CT*. Medical Physics, 2009. 36(3): S. 1019-24.
- [231] Zatz, L.M. und Alvarez, R.E., *An inaccuracy in computed tomography: the energy dependence of CT values*. Radiology, 1977. 124(1): S. 91-7.
- [232] Zhang, D., Li, X. und Liu, B., *Objective characterization of GE discovery CT750 HD scanner: gemstone spectral imaging mode*. Medical Physics, 2011. 38(3): S. 1178-88.
- [233] Zhang, L.J., Peng, J., Wu, S.Y., Wang, Z.J., Wu, X.S., Zhou, C.S., Ji, X.M. und Lu, G.M., *Liver virtual non-enhanced CT with dual-source, dual-energy CT: a preliminary study*. European Radiology, 2010. 20(9): S. 2257-64.
- [234] Zhang, L.J., Yang, G.F., Wu, S.Y., Xu, J., Lu, G.M. und Schoepf, U.J., *Dual-energy CT imaging of thoracic malignancies*. Cancer Imaging, 2013. 13: S. 81-91.
- [235] Zhao, R.P., Hao, Z.R. und Song, Z.J., *Diagnostic value of Flash dual-source CT coronary artery imaging combined with dual-energy myocardial perfusion imaging for coronary heart disease*. Experimental and Therapeutic Medicine, 2014. 7(4): S. 865-868.
- [236] Zheng, X., Liu, Y., Li, M., Wang, Q. und Song, B., *Dual-energy computed tomography for characterizing urinary calcified calculi and uric acid calculi: A meta-analysis*. European Journal of Radiology, 2016. 85(10): S. 1843-8.
- [237] Zhong, P. und Preminger, G.M., *Mechanisms of differing stone fragility in extracorporeal shockwave lithotripsy*. Journal of Endourology, 1994. 8(4): S. 263-8.
- [238] Zimskind, P.D., Fetter, T.R. und Wilkerson, J.L., *Clinical use of long-term indwelling silicone rubber ureteral splints inserted cystoscopically*. Journal of Urology, 1967. 97(5): S. 840-4.
- [239] Zwergel, U., Felgner, J., Rombach, H. und Zwergel, T., *[Current conservative treatment of renal colic: value of prostaglandin synthesis inhibitors]*. Schmerz, 1998. 12(2): S. 112-7.

## 7 DANKSAGUNG

Herrn Prof. Dr. Anno Graser danke ich sehr herzlich für die Möglichkeit zur Promotion und die unkomplizierte Betreuung.

Herrn Dr. Giuseppe Magistro danke ich für seine Betreuung und Unterstützung bei der Durchführung der gesamten Arbeit.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. Bernhard Krauss, der sowohl bei der Durchführung der Messungen als auch bei auftretenden Fragen eine große Hilfe war.

Auch möchte ich allen Mitarbeitern und insbesondere Herrn Dr. Dominik Nörenberg der Klinik und Poliklinik für Radiologie danken, die dazu beigetragen haben, dass ich dieses Thema abschließen konnte.

Meiner Freundin Hannah möchte ich für ihre Geduld, das entgegengebrachte Verständnis und ihren Humor während der letzten Jahre danken.

Mein größter Dank gilt meinen Eltern und ich möchte mich bei ihnen von ganzem Herzen für ihre Unterstützung und Ermutigung sowohl während des Studiums als auch darüber hinaus bedanken.

# 8 EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

## **Phänotypische Charakterisierung von Harnleiterschienen im Dual-Energy-CT**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Gauting, den 09.05.2019

Thomas Patrick Bregenhorn