

Aus dem Fachbereich Medizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt am Main

betreut am
Zentrum der Radiologie
Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie
Direktor: Prof. Dr. Thomas J. Vogl

Referenzwerte der Jodaufnahme abdomineller Organe

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
des Fachbereichs Medizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt am Main

vorgelegt von
Anna Goth

aus Ahaus

Frankfurt am Main, 2022

Aus dem Fachbereich Medizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt am Main

betreut am
Zentrum der Radiologie
Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie
Direktor: Prof. Dr. Thomas J. Vogl

Referenzwerte der Jodaufnahme abdomineller Organe

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
des Fachbereichs Medizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt am Main

vorgelegt von
Anna Goth

aus Ahaus

Frankfurt am Main, 202

Dekan/in:

Prof. Dr. Stefan Zeuzem

Referent/in:

Prof. Dr. Thomas J. Vogl

Korreferent/in:

Prof. Dr. Emmanouil Fokas

Tag der mündlichen Prüfung:

18.07.2022

1. <u>Einleitung</u>	5
1.1 Einführung.....	5
1.2 Fragestellung/ Ziel	8
2. <u>Theoretische Grundlagen</u>	9
2.1 Grundlegende Prinzipien der Computertomographie	9
2.1.1 Single-Energy-Computertomographie	9
2.1.2 Dual-Source-Computertomographie (DSCT).....	13
2.1.3 Vorteile der Dual-Source-Computertomographie	15
2.2 Klinische Anwendung der Dual-Energy-Computertomographie	16
2.2.1 Virtuell monoenergetische Bilder	16
2.2.2 Virtuell native Bilder	17
2.2.3 Materialaufgliederung	18
2.2.3.1 Jodkarten	18
2.2.3.1.1 Dual-Source-CT-Bildgebung der Leber	21
2.2.3.1.2 Dual-Source-CT-Bildgebung des Pankreas.....	24
2.2.3.1.3 Dual-Source-CT-Bildgebung im Bereich der Lymphknoten.....	27
2.2.3.1.4 Dual-Source-CT-Bildgebung im Bereich der Niere und Nebenniere	28
2.2.3.2 Weitere Materialkarten.....	29
2.2.4 Strahlenexposition und Strahlenschutz	32
3. <u>Material und Methoden</u>	33
3.1 Patientenkollektiv	33
3.2 DECT-Aufnahmen	33
3.2.1 Ablauf der Untersuchung	34
3.2.2 Technische Spezifikation	35
3.3 Nachbearbeitung der Datensätze	36
3.3.1 Erstellen einer Rekonstruktion.....	36
3.3.2 Festlegung der zu vermessenden Organe	38
3.3.3 Anzahl der Messstellen pro Organ	39
3.4 Analyse der Jodaufnahmen	41
3.5 Statistische Analyse	44
4. <u>Ergebnisse</u>	45
4.1 Leber	45
4.2 Pankreas	48
4.3 Milz	50

4.4	Nebennieren	53
4.5	Nieren	55
4.6	Lymphknoten	58
4.7	Uterus	61
4.8	Prostata	63
4.9	Blasenwand	65
5.	<u>Diskussion</u>	<u>71</u>
5.1	Diskussion	71
5.1.1	Leber.....	71
5.1.2	Pankreas.....	74
5.1.3	Milz	76
5.1.4	Nebennieren	77
5.1.5	Nieren	78
5.1.6	Lymphknoten	79
5.1.7	Uterus	80
5.1.8	Prostata	81
5.1.9	Blasenwand	82
5.2	Limitationen	83
6.	<u>Zusammenfassung</u>	<u>85</u>
6.1	Zusammenfassung auf Deutsch	85
6.2	Abstract in English	87
7.	<u>Abkürzungsverzeichnis</u>	<u>89</u>
8.	<u>Abbildungsverzeichnis</u>	<u>90</u>
9.	<u>Literaturverzeichnis</u>	<u>94</u>
10.	<u>Anhang</u>	<u>105</u>
10.1	Danksagung	105
10.2	Schriftliche Erklärung	106

1. Einleitung

1.1 Einführung

Die Relevanz der Computertomographie (CT) hat im letzten Jahrzehnt immer mehr an Bedeutung gewonnen. Alleine in Deutschland meldete das Bundesamt für Strahlenbelastung eine Zunahme der CT-Untersuchungen um circa vierzig Prozent in den Jahren 2007 bis 2015.^{1,2}

Der ausschlaggebendste Punkt für diesen Zuwachs ist, dass eine große Bandbreite an medizinischen Fragestellungen mit Hilfe einer CT-Untersuchung deutlich sensitiver aufgeklärt werden kann.

Dies liegt daran, dass diese Technik durch das gute Auflösungsvermögen, die benutzerunabhängigen Qualität und die effiziente zeitliche Abwicklung anderen Techniken wie Magnetresonanztomographie (MRT) oder Ultraschall überlegen ist.²

Bei dem Zuwachs an Bedeutung spielt auch die Entwicklung des Dual-Source-CT (DSCT) eine große Rolle, die ebenfalls in den letzten Jahren an Relevanz gewann. Dabei handelt es sich um ein bildgebendes Verfahren, das eine Weiterentwicklung der konventionellen Computertomographie darstellt.

Zurückzuführen ist die fundamentale Idee des DSCT-Scans auf Godfrey Hounsfield, der bereits im Jahre 1973 diesen Grundgedanken sowie die Vorteile des DSCT aufzeigte. Er stellte die ersten grundlegenden Bausteine in einem Artikel vor.^{3,4}

Dies schrieb er dazu:

„It is possible to use the machine for determining approximately the atomic number of the material within the slice. Two pictures are taken of the same slice, one at 100 kV and the other at 140 kV. If the scale of one picture is adjusted so that the values of normal tissue are the same on both pictures, then the picture containing material with a high atomic number will have higher values at the corresponding place on the 100 kV picture. One picture can then be subtracted from the other by the computer so that

areas containing high atomic numbers can be enhanced... For example, tests carried out to date have shown that iodine ($Z = 53$) can be readily distinguished from calcium ($Z = 20$). The scope of this technique is under further investigation at present.“³

Bei dieser Evolution des konventionellen CTs arbeiten zeitgleich zwei Röntgenstrahlquellen sowie zwei Detektoren zusammen. Dies geschieht entweder mit gleicher oder unterschiedlicher Röhrenspannung.⁵

In den 1970er Jahren wurde diese Technik initial für die Analyse der Knochendichte eingesetzt. Aufgrund von der damals komplizierten Umsetzung der Methode setzte diese sich im klinischen Gebrauch nicht durch.⁵

Mit der technischen Weiterentwicklung sowie einigen weiteren Optimierungen konnten die ersten DSCT-Geräte Mitte der 2000er-Jahre in Betrieb genommen werden.^{6,7}

Im Zuge dieses technischen Fortschritts können seither mittels DSCT-Technologie unterschiedliche Materialkompositionen analysiert werden.^{7,8} Hierbei wird unter anderem die quantitative Darstellung der Jodaufnahme verschiedener Strukturen in farbkodierten Bildern ermöglicht.⁸

Substanzen mit einer niedrigen Anzahl an Atomen, beispielsweise Wasser, haben im Gegensatz zu Substanzen mit einer hohen Dichte an Atomen (Jod) nur geringe Unterschiede in der Abschwächung von hoch und niedrig dosierten Röntgenstrahlen.^{7,9}

Aufgrund dieser Fähigkeit ist es möglich materialspezifische Bilder zu kreieren. Hierbei werden entweder Karten in unterschiedlichen Grautönen angewendet oder Farbüberlappende, die den quantitativen Anteil an jodhaltigem Kontrastmittel darstellen. Diese werden Jodkarten genannt. Hiermit wird die Unterscheidung zwischen Pathologien und morphologisch unauffälligen Strukturen bildlich dargestellt und erleichtert.⁷

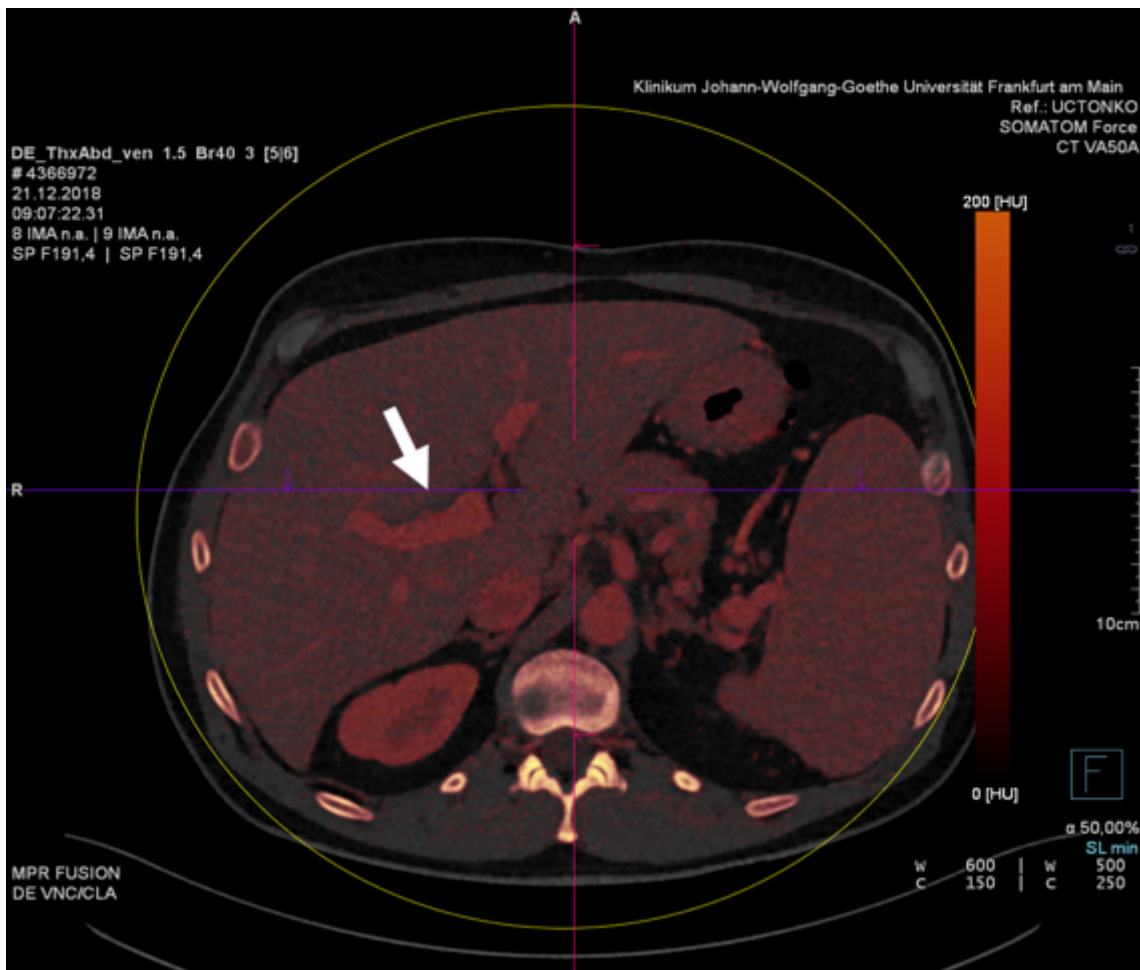


Abbildung 1: Jodkarte einer axialen Schicht im Mittelbauch.

Das Bild zeigt die Jodkarte eines abdominalen Querschnitts. Rötlicher im Bild sind die Gewebeteile, die sich stärker mit Jod anreichern, dargestellt. Die dunklen Bereiche zeigen die Gewebeteile mit reduzierter Anreicherung. Der Pfeil weist auf eine stärkere Jodanreicherung im Bereich der Pfortader hin.

1.2 Fragestellung/ Ziel

Die DSCT-Technik hat einen hohen Stellenwert in der Diagnostik suspekter Läsionen im Bereich des Abdomens inne. Mit der Möglichkeit Jodkarten in dieser Technik zu erstellen kann die Diagnostik nun nochmals verbessert werden und Läsionen akkurater charakterisiert werden.

Bezüglich der DSCT-Technik gibt es eine Fülle von Literatur zu verschiedensten Pathologien sowohl im Abdomen als auch im Beckenbereich. Diese betrifft vor allem die Diagnostik von Raumforderungen unter anderem im Pankreas oder den Nieren, aber auch von entzündlichen Prozessen, beispielsweise einer Pankreatitis.

Referenzwerte der statischen Durchblutung für die Jodaufnahme der Abdominal- und Beckenorgane in DSCT-Aufnahmen existieren bislang jedoch keine.

Um dies zu analysieren, wurden morphologisch gesunde, parenchymatöse Organe mit unauffälligen portalvenösen DSCT-Scans vermessen.

Es wurde eine große Patientenkohorte gewählt und darauf geachtet eine hohe Diversität an Messstellen zu gewähren, um inkohärente Resultate zu vermeiden. Die Patientenkohorte wurde im Anschluss in Subgruppen unterteilt und anhand der absoluten Jodaufnahme analysiert. Die Subgruppen beinhalten eine Unterteilung in Alter, Geschlecht und Body-Mass-Index (BMI). Die Resultate wurden dann in Relation mit den jeweiligen Subgruppen gesetzt und Referenzwerte bestimmt.

Das Ziel dieser Arbeit ist es, Referenzwerte der absoluten Jodaufnahme in den parenchymatösen Organen des Abdomens sowie Beckens zu etablieren und festzulegen.

2. Theoretische Grundlagen

2.1 Grundlegende Prinzipien der Computertomographie

2.1.1 Single-Energy-Computertomographie

Bei der Single-Energy-Computertomographie handelt es sich um eine effiziente, qualitativ hochwertige Untersuchungsmethode zur Erstellung von röntgenbasierten Schnittbildern.²

Die hierbei entstehenden hintereinander aufgenommenen Schnittbilder können mit Hilfe von Rekonstruktionsalgorithmen zu dreidimensionalen Bildern mit hoher Auflösung zusammengesetzt werden.¹⁰

Generell gesprochen geschieht die Bilderzeugung mittels einer Scan-Einheit, auch Gantry genannt, die um den Patienten kreist.

Der Patient liegt auf einem Tisch, der sich mittels kontinuierlichem Vorschub durch die Gantry bewegt.

Diese beinhaltet auf der einen Seite eine Röntgeneinheit sowie Detektoren zur Messung der Röntgenstrahlen, die meist um 180° versetzt positioniert sind. Die Gantry fährt um den Patienten bzw. das zu scannende Objekt. Hierbei werden Röntgenstrahlen freigesetzt, die von den Detektoren auf der gegenüberliegenden Seite registriert werden.

Je nachdem was für eine Art von Gewebe durchtreten wird, kann die Strahlung unterschiedlich stark abgeschwächt und dementsprechend erfasst werden.

Hierbei registrieren die Detektoren bei der Single-Energy-CT die totale Schwächung eines Spektrums von Röntgenstrahlen. Die Detektoren können die hoch- und niedrigenergetischen Photonen nicht einzeln erfassen und messen. Das heißt, dass die enthaltenen Photonenenergien gemeinsam aufgezeichnet werden.^{6;11}

Eine Weiterentwicklung hiervon ist das Mehrzeilen-Spiral-CT. Hier werden mehrere Detektoren in z-Richtung aneinander geschaltet, wodurch innerhalb einer Röhrenumdrehung bis zu 640 Schichten gleichzeitig aufgenommen werden können. Hierfür ist lediglich eine Rotation von 180° um den Patienten notwendig, da die restlichen Daten aus Rückrechnungen erschlossen werden können.

Die gleichzeitig akquirierten Aufnahmen können durch spezielle Detektoren erfasst werden.^{12,13}

Die von den Detektoren, gesammelten Röntgendaten werden im Anschluss mittels komplexer mathematischer Formeln in ein Rohdatenset umgewandelt, die die Dichtemessungen in der z-Achse (axiale Ebene) darstellen.^{11,14}

Hier finden die Prinzipien der Bildberechnung Anwendung. Diese basieren in der CT-Diagnostik auf einem Voxel. Der Begriff stammt aus dem Englischen und setzt sich aus den Begriffen volume (vox) und element (el) zusammen. Es ist die kleinstmögliche Einheit in der Computertomographie und bezeichnet einen Datenpunkt in einem dreidimensionalen Gitter. Bei einer CT-Untersuchung werden, je nach Abschwächung der Röntgenstrahlen im Gewebe, Millionen kleiner Voxel berechnet, wobei jedes einen Farbwert erhält. So kann anhand der Dichte ein graustufiges Schnittbild erzeugt werden.^{15,16}

Zur Beschreibung der entstehenden Graustufen werden Hounsfield-Einheiten verwendet, anhand der das Material zugeordnet werden kann.¹⁷

Gewebeart	Hounsfield-Einheiten
Luft	-1000
Fett	-80 bis -100
Wasser	-4 bis +4
Liquor	0 bis +10
Frisches Blut	+50 bis +60
Geronnenes Blut	+70 bis +80
Spongioser Knochen	+50 bis +200
Kompakter Knochen	+250 bis 2000

*Tabelle 1: **Übersicht der Hounsfield-Einheiten.** Entnommen und modifiziert aus¹⁷.*

Bei der Erstellung der CT-Bilder entstehen mehr Graustufen als das menschliche Auge wahrnehmen kann. Hier kommt bei der Befundung die Technik der

Fensterung zum Einsatz. Es wird ein Ausschnitt der verschiedenen Dichtewerte im Bild Grauwerten von Schwarz bis Weiß zugeordnet und festgelegt. Dies trägt zu einem optimierten Bildkontrast des zu befundenden Gewebes bei.^{18,19}

Fensterung	Zentrum	Breite
Lungenfenster	-600	1600
Knochenfenster	300	2000
Weichteilfenster	60	360
Gehirnfenster	40	80
CT-Angiographiefenster	100	900

Tabelle 2: Übersicht über die unterschiedlichen Fensterungen mit der zugehörigen Hounsfield-Breite. Entnommen und modifiziert aus^{18,19}.

Die Erstellung des graustufigen Schnittbildes geschieht mit Hilfe von Rekonstruktionsalgorithmen, die anhand von Rohdaten Schätzungen bezüglich Projektionslinien in der X und Y Ebene vornehmen und so ein präzises dreidimensionales Bild erstellen. Dieses wird daraufhin als computerisiertes und vollständiges CT-Bild an der Workstation dargestellt.²⁰

Je nach CT-Aufnahme-Modularität gibt es unterschiedliche Rekonstruktionsmöglichkeiten. Bis zum Jahre 2010 fand die gefilterte Rückprojektion routinemäßig Anwendung. Hierbei wird aus einem Satz eindimensionaler Projektionen verschiedener Richtungen ein ursprüngliches zweidimensionales Bild erzeugt, wobei initial die Projektionen gefiltert werden und im Anschluss in der jeweiligen Richtung rückprojiziert werden.^{11,21,22}

Ein Nachteil dieses Rekonstruktionsalgorithmus sind die nicht korrigierten Fehler des Abbildungssystems. Dies kann bei niedriger Dosis zu einem Rausch-Anteil im Bild führen, der vermeidbar wäre.^{11,22}

Ebendort knüpft die iterative Rekonstruktion an. Sie verfolgt das Ziel ein geringeres Bildrauschen zu erzeugen, die Strahlenexposition zu senken oder die Artefakte zu reduzieren. Dies kann beispielsweise bei Metallimplantaten angewendet werden.²³

Die iterative Rekonstruktion geschieht nach folgendem Prinzip:

Es erfolgt die initiale Simulation des Bildes. Bei dieser werden die tatsächlichen Messergebnisse durch immer wiederholende Schritte mit den Rohdaten verglichen. Die anfängliche Simulation kann dem Bild der gefilterten Rückprojektion entsprechen, wobei der wiederholende Zyklus immer wieder durchlaufen wird, bis es zu einem bestimmten Abbruchkriterium kommt.^{23,24}

Aufgrund der obengenannten Vorteile findet die iterative Rekonstruktion heutzutage Anwendung.

Da trotz aller Weiterentwicklungen in der Technik des Single-Energy-CTs nicht alle Faktoren optimiert werden konnten, entwickelte sich hieraus die Technik der Dual-Source-CT- Bildgebung.

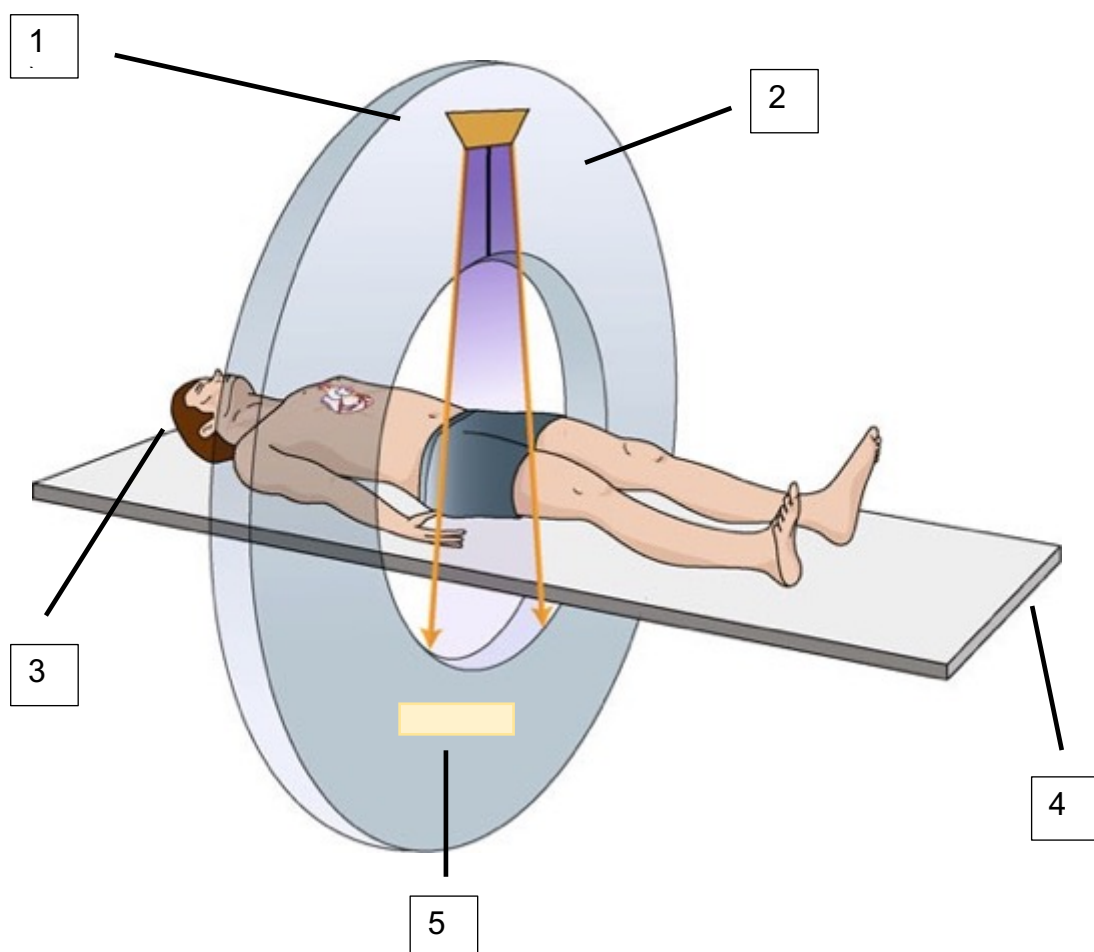


Abbildung 2: **Ein typischer CT-Scanner.** Entnommen und modifiziert aus ²⁵.

1) stellt die Röntgenquelle dar, 2) Gantry 3), Patient, 4) Tisch und 5) Detektor.

Anzumerken ist, dass der Single-Source-Scanner, mit nur einer 180° Umdrehung ein 360° Bild generieren kann. Dies geschieht durch Rückrechnungen. Bei den restlichen 180° handelt sich um gespiegelte Aufnahmen der ersten 180°, was zu einer zeitlich effizienteren Aufnahme führt.²⁵

2.1.2 Dual-Source-Computertomographie (DSCT)

Das Single-Energy-CT hat sich fortlaufend weiterentwickelt und wurde immer fortschrittlicher, jedoch stößt auch dieses an seine Limitationen.

Dazu gehört unter anderem auch die Schwierigkeit unterschiedliche Gewebearten zu differenzieren. Dies liegt daran, dass das Gewebe die gleiche Abschwächung bei gleicher Strahlung haben kann, was eine eindeutige Aufschlüsselung beeinträchtigt.²⁶

Hier knüpft die Technik des DSCT an, die eine akkuratere Differenzierung der Gewebearten ermöglichen soll.

Dies geschieht, vereinfacht gesprochen, durch das Abtasten des zu erfassenden Objektes mit zwei unterschiedlichen Energien. Somit können die hoch- und niedrigerenergetischen Photonen unabhängig voneinander gemessen werden.⁶

Diese verschiedenen Spannungen werden benötigt, um eine maximale unterschiedliche Breite des Dichtespektrums zu erreichen und somit zu einer optimierten Differenzierung unterschiedlicher Materialien zu führen. Dies bewirkt eine verbesserte Unterscheidung der Stoffe im Untersuchungsfeld, was mit spannungsspezifischen Unterschieden im Absorptionsverhalten verschiedener Gewebetypen zusammen hängt.^{7,28}

Grundsätzlich existieren zwei Ansätze bei der technologischen Umsetzung dieses Verfahrens. Es lassen sich emissionsbasierte und detektorbasierte Ansätze unterscheiden.⁶

Zu den Emissionsbasierten zählt einmal die Single-Source-Rapid-Kilovolt-Peak-Switching Technik, bei der es zu einem raschen Wechsel von hoher und niedriger Röhrenspannung kommt, vergleichbar mit einer pulsierenden Kurve. Für die jeweiligen Kilovolt (kVs) werden separate Datensätze erstellt. Hierfür gibt

es eine einzelne Röntgenquelle sowie einen einzelnen Detektor, der die Informationen beider Spannungen registrieren kann.^{7,8,27}

Weiter zählt die Dual-Source-Technik zu den emissionsbasierten Ansätzen.

Es stehen zwei Röntgenquellen mit zwei Detektoren im 90° Winkel aufeinander, die zeitgleich und separat die Daten erheben können.

Die Röhren können hierbei mit unterschiedlichen Spannungen arbeiten, woraufhin unabhängige Rekonstruktionen erstellt werden können.^{7,28}

Bei den beiden emissionsbasierten Methoden werden die Dual-Source-Daten synchron in zwei verschiedenen Energieniveaus akquiriert. Das geschieht typischerweise bei 80 und 140 kV.^{8,26,29}

Zu den detektorbasierten Ansätzen zählt die Technik des Dual-Layer-Detektors.⁶ Hierbei existiert eine Röntgenquelle und zwei Detektoren. Diese zwei Detektoren liegen übereinander, sind hintereinander geschaltet und erfassen die gesamten hoch- und niedrigerenergetischen Signale in einem Durchgang.^{9,26,30}

Bei diesen drei Techniken handelt es sich um herstellerspezifische Herangehensweisen. Die Single-Source-Rapid-Switching-Methode stammt von GE Healthcare (Milwaukee, USA). Die Dual-Source-Technik wurde von Siemens Medical Solutions (Forchheim, Deutschland) entwickelt und die dritte Technik des Dual-Layer-Detektors stammt von Philips Healthcare (Eindhoven, Niederlande).⁷

Die Anwendung der DSCT-Technik kann neben der Verwendung von zwei Röhren mit unterschiedlicher Spannung, um verschiedene Absorptionsverhalten einzelner Organe oder Gewebe besser darzustellen, auch mit zwei Strahlenquellen mit gleicher Röhrenspannung verwendet werden. Bewegte Objekte können hierdurch schneller erfasst werden und es kommt zu geringeren Bewegungsartefakten.³¹

2.1.3 Vorteile der Dual-Source-Computertomographie

Die DSCT bietet bei kürzerer Aufnahmezeit ein besseres Auflösungsvermögen. Dies liegt an der Tatsache, dass die zwei im 90° Winkel zueinander angeordneten Röntgenquellen dieselben Schichten zur selben Zeit scannen können.

Ein weiterer Vorteil zeigt sich in der verbesserten Darstellung von bewegten Strukturen. Anwendung findet dies beispielsweise in der kardiovaskulären Bildgebung. Hier kann aufgrund von geringerer Bewegungsartefakte eine höhere Auflösung erzielt werden. Erreicht wird dies durch eine verkürzte Aufnahmedauer, was unter anderem daran liegt, dass nur noch eine viertel Umdrehung notwendig ist um ein vollständiges Bild zu erhalten. Dies führt insgesamt zu einer deutlich schnelleren Untersuchung.

Weiter besteht die Möglichkeit High-Pitch-Modi zu verwenden, um die Untersuchungsdauer weiter zu verkürzen.

In diesen können doppelt so viele Schichten in der identischen Zeit wie beim Single-Source-CT gescannt werden. Möglich macht dies ein Tischvorschub, der im Vergleich zu konventionellen Geräten eine nahezu doppelt so schnelle Geschwindigkeit erreicht.^{8,32}

Ein weiterer positiver Faktor zeigt sich in der Strahlenexposition. Diese kann durch die wesentlich verkürzte Aufnahmezeit deutlich reduziert werden.⁸

Der jedoch größte Vorteil bietet sich darin, dass die zwei Röhren mit unterschiedlichen Spannungen arbeiten und unabhängige Rekonstruktionen erstellt werden können.

Durch die gleichzeitige und unabhängige Erfassung von hoch- und niedrigerenergetischen Spannungen kommt es bei der Dual-Source-CT zu einer deutlich besseren Differenzierung und Quantifizierung der physikalischen und chemischen Eigenschaften der untersuchten Objekte.

So besteht die Möglichkeit beispielsweise Jod gezielt zu identifizieren und zu quantifizieren. Auf Grundlage dessen können Jodkarten erstellt werden und die Quantifizierung visuell dargestellt werden.^{6,8}

2.2 Klinische Anwendung der Dual-Energy-Computertomographie

2.2.1 Virtuell monoenergetische Bilder

In der DSCT-Technik besteht die Möglichkeit virtuell monoenergetische Bilder zu rekonstruieren.

Es nimmt Bilder in einem breiten Kiloelektronenvolt (keV)-Spektrum auf, wobei aus diesem die Bilder in unterschiedlichen Energieebenen rekonstruiert werden können.

Bei virtuell monoenergetischen Bildern kommt es zu einer linearen Verknüpfung von hoch- und niedrigerenergetischen Bildern aus den Rohdaten, wobei die gesamte Bandbreite des bei der Aufnahme benutzten Energiespektrums verwendet wird.^{6,36,37}

Je nach Bedarf können die unterschiedlichen Röhrenspannungen zur Berechnung dieser Bilder herangezogen werden. Dies kann als Standarddiagnostik verwendet werden.³⁶

Es können sich hier sowohl die Vorteile der Bilder, die im niedrigerenergetischen Bereich aufgenommen wurden zunutze gemacht werden, als auch die Vorteile der Bilder des hochenergetischen Bereiches.^{26,33,34}

Der Vorteil von Bildern mit niedriger keV ist, dass sie einen besseren Kontrast zwischen Strukturen mit unterschiedlicher atomarer Zusammensetzung bieten. Dies liegt am photoelektrischen Effekt, der beschreibt, dass sich ein Elektron aus einer Bindung löst. Ein Photon wird absorbiert, wobei die Bindungsenergie des Elektrons mindestens genauso groß sein muss wie die Energie des Photons. Hierbei zeigen niedrigerenergetische Rekonstruktionen wegen der Nähe zur Bindungsenergie eines Jod-Elektrons der K-Schale ein verstärktes Jodsignal, was zu einem besseren Kontrast in den Aufnahmen führt.^{6,35}

Ein Nachteil von Bildern im niedrigenergetischen Bereich zeigt sich jedoch in einem größeren Rauschen.

Je nach Verwendungszweck kann sich diese Methode zunutze gemacht werden um Bilder mit einem optimalen Verhältnis zwischen Kontrast und Rauschen zu generieren.^{38,39}

2.2.2 Virtueller native Bilder

Virtuell native Bilder (VNC) entstehen, indem das jodhaltige Kontrastmittel digital von der Aufnahme herausgerechnet wird. Dies kann Informationen über die Gewebeabschwächung wie auch die Kontrastaufnahme auf derselben anatomischen Höhe geben.⁴¹

Neueste Ergebnisse zeigen, dass diese Aufnahmen denen von Single-Energy-CT-Scans qualitativ nicht unterlegen sind und es zu keinerlei Qualitätseinbußen kommt. Somit können die Nativaufnahmen durch die virtuell nativen Aufnahmen in Zukunft ersetzt werden und die Strahlenbelastung der Patienten reduziert werden.^{41,42}

Für die Methode existieren Multimaterial-Dekompositionen(MMD)-Algorithmen, die die DSCT-Aufnahmen in mehrere unterschiedliche Materialien aufgliedern. Verwendet wird hierfür eine Drei-Material-Dekomposition. Die Aufnahmen werden nach unterschiedlichen Materialien analysiert, beispielsweise auf Blut-Luft-Fett oder auf Fett-Blut-Kontrastmittel. Die am besten passende Materialzusammensetzung für das untersuchte Bild wird verwendet und die entsprechende Aufnahme in die jeweiligen Bestandteile zerlegt.

Dies kann in verschiedenen Kombinationen vollzogen werden und somit können nicht nur virtuell native Bilder entstehen, sondern auch Aufnahmen auf eine Steatosis Hepatis oder Leberfibrosen hin untersucht werden.^{41,43,44}

Verwendet wird die Drei-Material-Dekomposition häufig im abdominalen Bereich, gefolgt von der Halsregion und des Brustbereichs.

Anwendung findet diese im Kopf- und Halsbereich vor allem in der Diagnose von subarachnoidalen Blutungen sowie der Diagnose von Läsionen in der Nebenschilddrüse.^{41,45}

Im Brustbereich kann die Methode unter anderem angewendet werden, um Läsionen im Lungengewebe auszumachen.^{41,46}

Abdominell wird es bei dem Auffinden von Kalzifikationen oder Nekrosen im Pankreas verwendet. Hiervon profitieren vor allem junge Patienten bei den Nachuntersuchungen einer Pankreatitis, da hierdurch keine zusätzliche Nativaufnahme mehr benötigt wird.^{41,47}

Auch bei der Untersuchung der Niere kann auf virtuell native Bilder zurückgegriffen werden. Üblicherweise wurde vor der Erfindung von VNC-Aufnahmen eine native CT-Untersuchung durchgeführt sowie eine Untersuchung mit Kontrastmittel.

Die Nativaufnahmen werden benötigt, um die Harnleiter und die Niere auf Konkremente zu untersuchen. Jod kann die Darstellung der Steine verzerren und so zu einem falschen Befund führen. Aufgrund der virtuell nativen Aufnahmen reicht ein CT-Scan aus, womit der Patient vor einer erneuten Strahlenexposition geschützt werden kann.^{33,41}

2.2.3 Materialaufgliederung

2.2.3.1 Jodkarten

Jodkarten stellen eine Illustration der Jodverteilung bei DSCT-Aufnahmen im Gewebe dar.

Die Dual-Source-CT-Technik macht es möglich, einzelne Gewebearten besser zu differenzieren, wobei sich die diversen Materialien in unterschiedliche verwendeten Spektren verschieden darstellen.

Dies trifft vor allem auf Kontrastmittel zu. Es wird sich auch hier die charakteristische Absorptionseigenschaft von Jod bei hohen- und niedrigen kVs

zu Nutzen gemacht, wobei Kontrastmittel im niederenergetischen Bereich deutlich stärker absorbiert wird als im höherenergetischen Spektrum.⁴⁸

Das liegt an ihrem photoelektrischen Effekt, wobei die Bindungsenergie eines Jod-Elektrons bei 33 keV liegt und somit Rekonstruktionen im niederenergetischen Bereich, bei 40 keV, ein verstärktes Jodsignal darstellen.^{2,26,49}

Dies führt dazu, dass die Kontrastmittelabschwächung bei 80 kV ungefähr doppelt so groß ist wie bei 140 kV. Das hat zur Folge, dass der größere Kontrast im niedrigen Spektrum das Aufspüren von Auffälligkeiten, vor allem in vaskularisierten Läsionen der abdominalen Organen, verbessert.^{50,51}

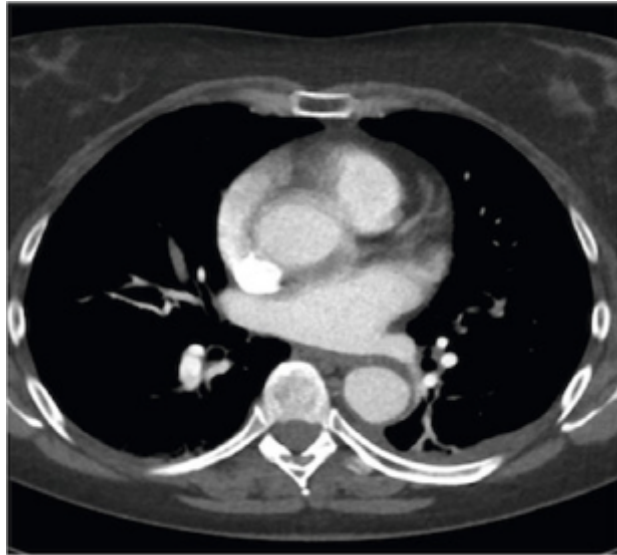
So können Jodkarten erstellt werden, die zur Visualisierung der Verteilung und Konzentration von jodhaltigem Kontrastmittel verwendet werden.⁶

Hierbei steht die farbliche Intensität in der Jodkarte in direktem Verhältnis mit der Organperfusion.

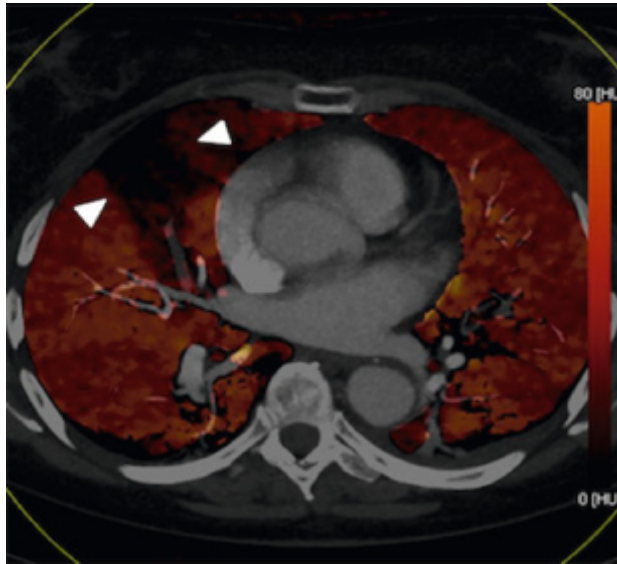
Die Jodkonzentration kann nun quantifiziert und gemessen werden und als Ersatzparameter für die Durchblutung der Organe benutzt werden.⁶

Anwendung findet dies unter anderem in der abdominalen Bildgebung. Sie wird aber auch bei der Diagnose von Lungenembolien eingesetzt. Eine Anwendung von Perfusionskarten der Lunge zeigt Vorteile in der Diagnostik ebendieser im Vergleich zur konventionellen CT-Angiographie, vor allem bei segmentalen und subsegmentalen Verschlüssen. Die DSCT-Technik macht eine Diagnose sogar bei schlechten Kontrastbedingungen innerhalb der Lungenarterien möglich.^{6,52-}

54



A



B



C

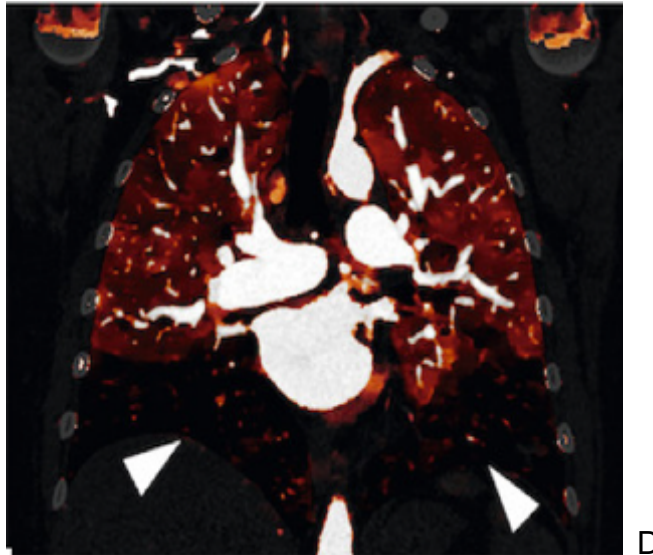


Abbildung 3: Lungenarterienembolie mit segmentalen Perfusionsausfällen.
Entnommen aus⁶.

Zu (A): Zu erkennen ist ein thorakaler Axialschnitt ohne Jodkarte. Es können keine Perfusionsausfälle ausgemacht werden.

Zu (B): Es ist derselbe Axialschnitt mit Jodüberlagerungskarte zu sehen. Hierauf lassen sich segmentale Ausfälle (Pfeile) erkennen. Die verschlossenen Gefäße des Lungengewebe können nicht mehr perfundiert werden und verhindern das Einströmen von Jod. Dies wird als dunkle „Flecken“ in der Jodkarte erkannt.⁶

Zu (C): Es ist ein thorakaler Koronarschnitt zu sehen. Wie bei (A) lassen sich hier keine Perfusionsausfälle erkennen.

Zu (D): Es zeigt sich derselbe thorakale Koronarschnitt wie in (C), jedoch mit einer Jodüberlagerungskarte. Hier lassen sich ebenfalls segmentale Perfusionsausfälle erkennen, wie in (B).

2.2.3.1.1 Dual-Source-CT-Bildgebung der Leber

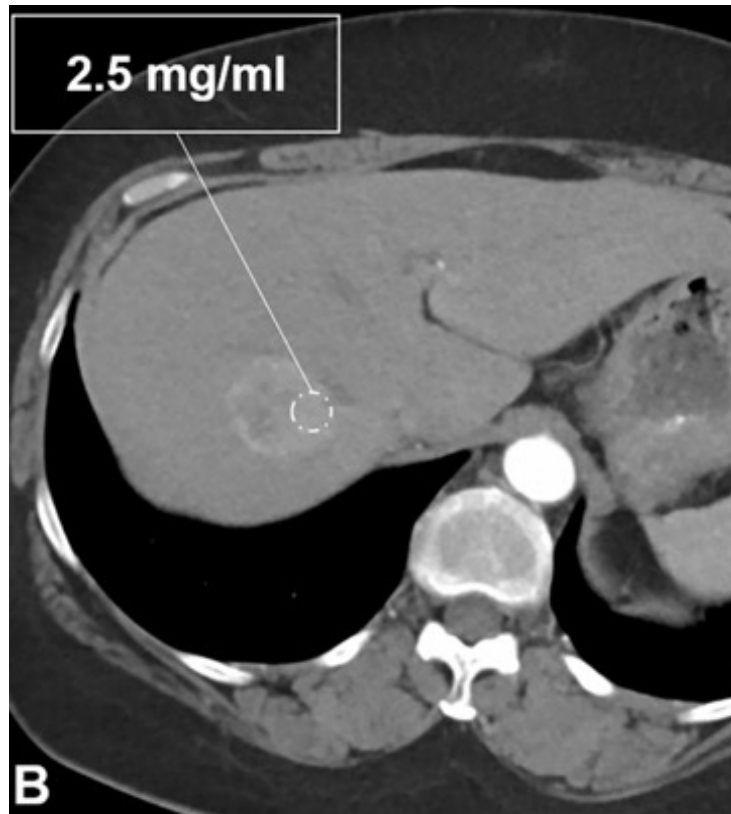
Eine häufige Indikation für eine abdominelle CT-Untersuchung stellt die Charakterisierung von Leberläsionen dar, wobei das größte Problem sich in der Bestimmung der Entität von diesen Läsionen zeigt. Dies führt oftmals zu weiteren diagnostischen Verfahren wie der Biopsie oder einem MRT. Das DSCT bietet großes Potential eine weitere Differenzierung der Läsionen bereits im CT zu ermöglichen.^{5,55}

Hierbei spielt die Jodaufnahme im Gewebe zu unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten eine wichtige Rolle. Während hypervaskuläre Tumoren, wie z.B. das hepatocelluläre Karzinom, sich in der arteriellen Phase mit einer Signalanhebung zeigen, stellen sie sich in der Pfortaderphase mit deutlich geringerer Dichte im Vergleich zum gesunden Leberparenchym dar.⁸ Während der arteriellen Phase zeigen sich hypovaskuläre Läsionen meist mit einer minimalen Dichteanhebung und bleiben in der folgenden portalvenösen Phase auch hypodens.

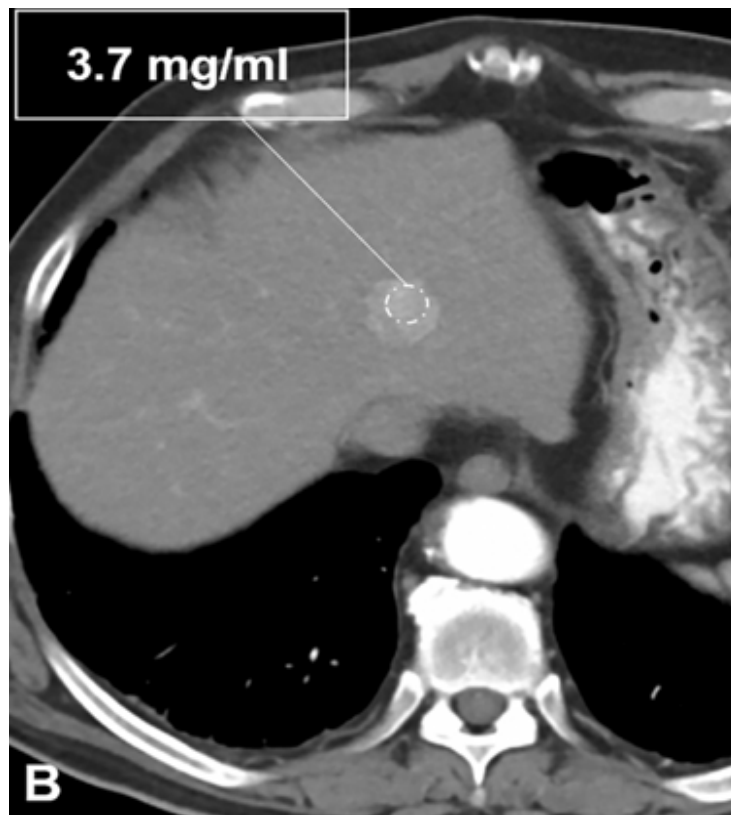
Weiter zeigt sich, dass sich anhand der unterschiedlichen Dynamik in der Anflutung des Kontrastmittels in den diversen Aufnahmephasen Metastasen der neuroendokrinen Tumoren (NET) der Leber von hepatocellulären Karzinomen (HCC) unterscheiden können. Die Anreicherung von Jod während der arteriellen Phase eines HCC ist signifikant höher als die einer Metastase eines NET.⁵⁷

Besser darstellen lassen sich diese Läsionen unter Verwendung der Drei-Material-Dekomposition. Es zeigte sich, dass durch den erhöhten Kontrast von Läsionen zum Parenchym sich diese besser hervorheben und so differenziert werden können. Weiter kann mittels Unterdrückung des jodhaltigen Kontrastmittels ein virtuelles natives Bild erstellt werden und eine Quantifizierung der Jodaufnahme im meist stärker perfundierten malignen Prozess dargestellt werden.^{5,8,41}

Auf Grundlage dessen können farbkodierte Jodkarten generiert werden, die zu einer besseren Visualisierung der relativen Kontrastmittelaufnahme und zu einer besseren Diskriminierung der Läsionen führen als im herkömmlichen Single-Energy-CT.^{41,56}



A



B

Abbildung 4: Jodaufnahmen mit Messwerten verschiedener Tumoren.
Entnommen aus ⁵⁷.

Zu (A): Aufnahme in der arteriellen Phase eines in die Leber metastasierten NET Karzinoms des Pankreas bei einer 55-jährigen Frau. Der Messwert von 2,5mg/ml weist auf einen neuroendokrinen Tumor hin, da bei diesen die Werte generell geringer sind als bei einem HCC.

Zu (B): Aufnahme in der arteriellen Phase eines HCC bei einem 60-jährigen Mann. Hier weist die Läsion eine höhere Jodaufnahme mit 3,7 mg/ml auf, was ein Hinweis auf ein HCC sein kann. Der Aufnahme folgte eine Biopsie des auffälligen Gewebes und bestätigte die Diagnose des HCC.

2.2.3.1.2 Dual-Source-CT-Bildgebung des Pankreas

Die CT-Bildgebung spielt eine signifikante Rolle in der Diagnose von Erkrankungen des Pankreas, vor allem bei der Erkennung von Karzinomen sowie einer akuten nekrotisierenden Pankreatitis.

Eine präzisierte Diagnostik kann durch die Verwendung von Dual-Source-Bildgebungen erreicht werden. Es ist schwierig die klinischen Zeichen, vor allem bei dem Adenokarzinom des Pankreas, zu erkennen. Diese treten häufig erst in späten Stadien auf, wodurch eine Behandlung erschwert wird.⁵⁸

Das größte Problem in der bildgebenden Diagnostik dieser zwei Erkrankungen zeigt sich darin, dass es oftmals nur zu geringen Veränderungen in der Morphologie des erkrankten Parenchyms im Vergleich zum gesunden umgebenen Gewebe kommt.⁸

Adenokarzinome des Pankreas zeigen im CT eine verspätete Kontrastmittelaufnahme im Vergleich zum umliegenden Bauchspeicheldrüsengewebe sowie eine Minderperfusion. Es erschwert weiter die Diagnose, da es nur zu geringen Veränderungen in der Kontrastmittelaufnahme kommt.^{59,60}

Weiter spielt das CT eine große Rolle in der Planung der operativen Resektion, um die Umgebungsinfiltration und Fernmetastasierung des Tumors zu analysieren und insbesondere die Invasion in angrenzende Organe und Gefäße zu bestimmen.

Im Gegenzug zum Adenokarzinom des Pankreas kann eine akute Pankreatitis anhand von klinischen Symptomen sowie Laborparametern leichter

diagnostiziert werden. Häufig dient dennoch das CT als finales Diagnoseinstrument, um das Ausmaß sowie die Komplikationen zu analysieren und einen Krankheitsschweregrad sowie eine Prognoseeinschätzung abzugeben. Hierfür wird der CT-Schweregradindex (CT severity index) verwendet. Dieser setzt sich aus dem CT-Grad sowie der Ausdehnung der Nekrose zusammen, die sich als hypodense Läsion mit geringer oder keiner Durchblutung darstellt.^{8 61–63}

Diese Angaben können in Ergänzung zu den klinischen Parametern zu einer besseren Prognose des Verlaufes führen.⁶⁴

Da Nekrosen in direktem Zusammenhang mit der Mortalität stehen, ist es erheblich, diese eingehend zu analysieren. Bedingt durch ein Ödem kommt es zu einer generalisierten Schwellung in der Bauchspeicheldrüse, was die Diagnosestellung, vor allem in den Anfangsstadien der akuten Pankreatitis, erschwert.^{8,61,64}

Generell zeigt sich, dass das gesamte Pankreas während einer akuten Entzündungsphase eine geringere Jodaufnahme vorweist, als in gesundem Zustand. Diese Veränderungen sind für das menschliche Auge allerdings so gering, dass sich hierüber die Diagnose schwierig gestaltet.⁶²

Hier hilft die Dual-Source-Bildgebung aufgrund einer besseren Materialdifferenzierung. Die hohen und niedrigen Spannungen überlappen sich nicht mehr, was zu einer besseren Jodseparierung und konsekutiv zu einer Verwendung von 100 kV anstatt von 80 kV bei einer abdominalen Bildgebung führt.

Die Jodaufnahme kann mittels ROI-Messungen („region of interest“, kreisförmige Untersuchungsregion) in farbkodierten Karten visualisiert werden. Ebenfalls kann so auch die geringere Jodaufnahme des entzündeten Pankreas greifbar gemacht und nekrotische Regionen als hypodense Läsionen dargestellt werden. Des Weiteren kann bei Adenokarzinomen äquivalent dazu die Minderperfusion visualisiert werden.^{5,8,59,65}

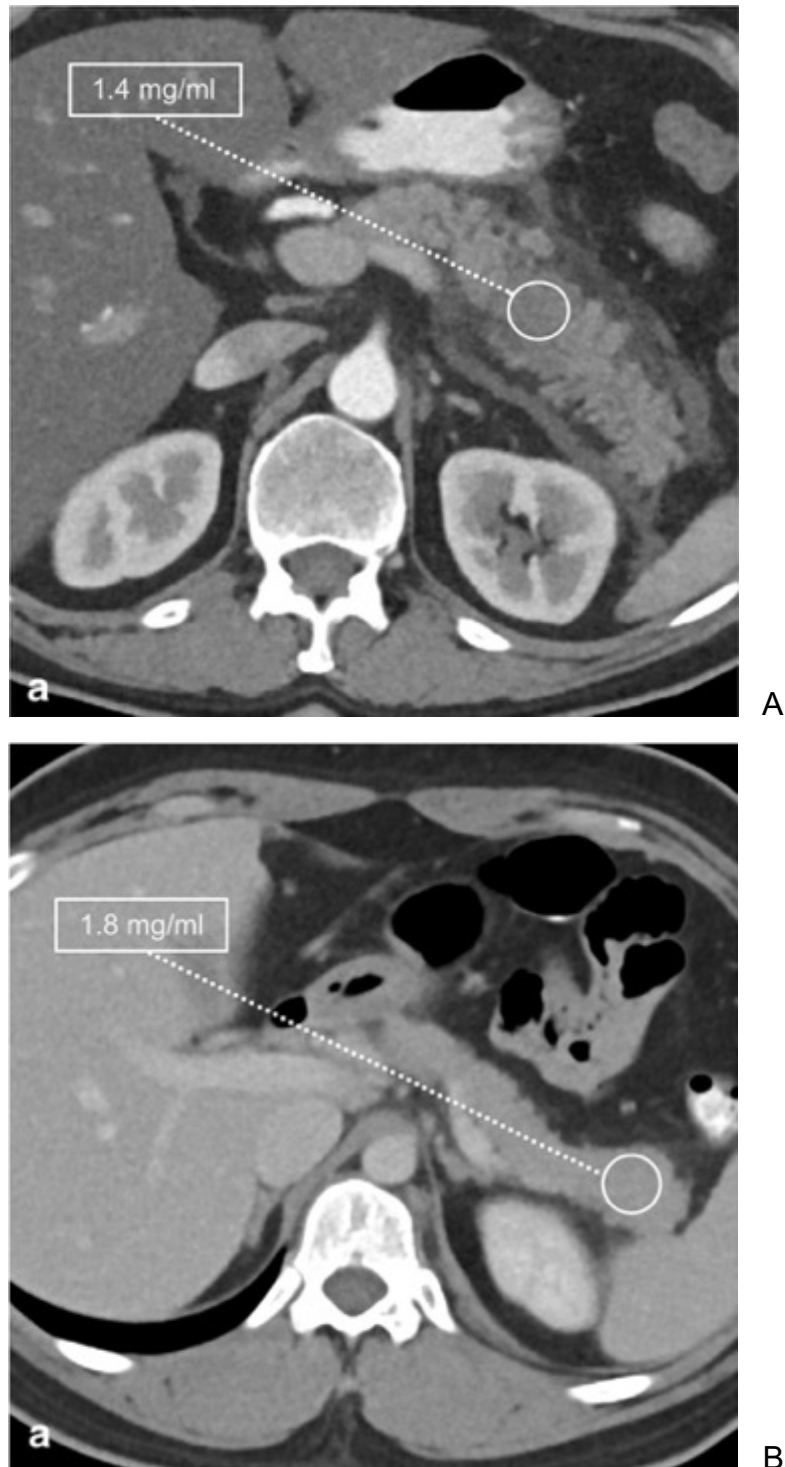


Abbildung 5: Jodaufnahme bei akuter Pankreatitis. Entnommen aus⁶².

Zu (A): Hier wird eine DECT-Aufnahme mit Jod-Konzentrationsmessung bei akuter Pankreatitis, mit eindeutigen Entzündungszeichen in der Aufnahme, dargestellt. Bestätigt wird die Entzündung durch die gemessene Jodaufnahme von 1,4 mg/ml.

Zu (B): Hier wird eine DECT-Aufnahme einer akuten Pankreatitis gezeigt, die im Bild keine Entzündungszeichen vorweist. Durch die Jodaufnahme von 1,8 mg/ml

kann die Entzündung aber bestätigt werden, da die Abgrenzung zu gesundem Parenchym bei $\geq 2,1$ mg/ml liegt.

2.2.3.1.3 Dual-Source-CT-Bildgebung im Bereich der Lymphknoten

In der Analyse von Lymphknoten wird meist die Computertomographie verwendet. Hierfür wird in konventionellen CT-Aufnahmen die Größe dieser bestimmt, wobei eine Vergrößerung für Malignität stehen kann.⁶⁶

In Deutschland besteht der Konsensus, dass ein Kurzdurchmesser über 10 mm als suspekt gilt sowie ein Langdurchmesser über 15 mm.⁶⁷

Als schwierig gestaltet sich dennoch die Differenzierung zwischen Lymphknotenmetastasen, malignen Lymphomen und normalen Lymphknoten.⁶⁸

Mit der Einführung von Dual-Source-CT-Aufnahmen kann anhand der Material-Dekomposition die Jodaufnahme bestimmt und eine Quantifizierung derer dargestellt werden. Diese zeigt sich als ein genauerer Parameter im Vergleich zur Bestimmung der Hounsfield-Einheiten. So kann auch der Blutfluss in Tumoren, respektive Lymphknoten, besser veranschaulicht werden und eine genauere Analyse dieser geschehen.^{68,69}

In nicht pathologischen Lymphknoten, die durch eine Biopsie nachgewiesen wurden, gibt es einen Verteilungsgradienten der Jodaufnahme. Er nimmt vom Kern zur Rinde hin ab. Die mit Metastasen befallenen Lymphknoten zeigen eine homogenere Struktur ohne Verteilungsgradient, die ebenfalls mit der pathologischen Struktur korreliert. Dies kann aufgrund der visualisierten Jodaufnahme durch Jodkarten besser dargestellt und akkurater differenziert werden.⁷⁰

Weiter zeigen Lymphknoten mit Metastasen eine wesentlich geringere Aufnahme von Jod als morphologisch gesunde Lymphknoten. Lymphome zeigen eine signifikant höhere Aufnahme als Metastasenbefallene.

Die Jodaufnahme korreliert mit der anatomischen Struktur der pathologischen als auch der physiologischen Lymphknoten. Die Pathologischen zeigen in der Medulla eine deutlich geringere Aufnahme an Jod und im Cortex eine minimal höhere Aufnahme. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Blutgefäße der

Zentralenregion von den Tumorzellen in die Peripherie verdrängt werden und es folglich zentral zu einer geringeren Aufnahme kommt. Die Neovaskularisation spielt hier eine wesentlich geringere Rolle als bisher angenommen und führt zu keiner Erhöhung der Jodaufnahme in der Zentralregion der Lymphknoten.

Die physiologischen Lymphknoten zeigen in der Zentralenregion eine deutlich höhere Aufnahme von Kontrastmittel, was mit der höheren Dichte an Blutgefäßen ebendort korreliert.^{68,70}

2.2.3.1.4 Dual-Source-CT-Bildgebung im Bereich der Niere und Nebenniere

In der erweiterten Diagnostik von Läsionen der Niere bzw. Nebenniere spielt die Dual-Source-Bildgebung eine entscheidende Rolle.

Die Kontrastmittelaufnahme in der Niere kann eine Hilfestellung in der Differenzierung zwischen malignen und benignen Läsionen ebendort bieten.

Als benigne wird diese beispielsweise bezeichnet, wenn sich nach Kontrastmittelgabe die HU um weniger als zehn Einheiten erhöht. Als maligne kann eine Läsion bezeichnet werden, wenn sich die HU um mehr als 20 Einheiten erhöht.^{71,72}

Für die Bestimmung der Jodaufnahme der Läsionen werden in der Regel zwei CT-Scans benötigt, was zu einer erhöhten Strahlenbelastung führt. Es wird jeweils eine Nativaufnahme und eine Aufnahme mit Kontrastmittel erstellt, die auch nephrographische Phase genannt wird. Die nativen HU-Werte der Läsionen werden als Null-Wert der Dichte der renalen Läsion sowie des umliegenden Nierenparenchyms festgelegt. Sie werden anschließend mit denen der nephrographischen Phase verglichen.⁸

Einerseits können hierfür virtuell native Bilder der Dual-Source-CT-Bildgebung verwendet werden, um den Patienten vor einer erhöhten Strahlenbelastung zu schützen.

Andererseits kann hier die DSCT-Bildgebung die quantifizierte Darstellung von Kontrastmittelanreicherungen in renalen Läsionen übernehmen. Dies macht die Messung der HU-Einheiten auf der nativen als auch auf der nephrographischen Aufnahme obsolet und verkürzt die Interpretationszeit von CT-Aufnahmen

signifikant. Weiter können Veränderungen in der Anreicherung des Kontrastmittels dargestellt werden, die oftmals mit dem bloßen Auge schwer zu erkennen sind.^{5,8}

Angewendet wird dies beispielsweise in der Identifikation von Nierenzellkarzinomen. Hier kann aufgrund der Tumorperfusion die Unterscheidung von klarzelligen Nierenzellkarzinomen (RCC) und papillären RCC Varianten vorgenommen werden.^{28,73}

Auch in der Differenzierung von Nebennierenadenomen zu Metastasen und umliegendem Nebennierenparenchym wird dies angewendet, wobei die Jodaufnahme in den Adenomen signifikant geringer ist als die in den Metastasen.⁷⁴

2.2.3.2 Weitere Materialkarten

Es lassen sich nicht nur Jodkarten, sondern auch Harnsäurekarten anfertigen. Hierfür findet sich in unterschiedlichen medizinischen Fachbereichen Anwendung. Beispielsweise kann Gicht auf diese Weise klar und nicht-invasiv von anderen rheumatischen Erkrankungen differenziert werden.^{10,33,75,76}

Dies geschieht mittels der Quantifizierung von Harnsäurekristallen, wobei Calcium mithilfe eines bestimmten Algorithmus von diesen unterschieden wird. Möglich macht dies die unterschiedliche Anzahl von Atomen: Calcium weist eine höhere Anzahl an Atomen auf als Harnsäure Kristalle. Auch hier findet wieder die Drei-Material-Dekomposition Anwendung, um diese voneinander zu unterscheiden.^{75,56}

Nicht nur in der Diagnostik von einer Arthritis Urica kann dies genutzt werden, auch in der Differenzierung von Nieren- und Harnleitersteinen lässt sich so die Komposition dieser feststellen. Es können zwischen Harnsäuresteinen und Nicht-Harnsäuresteinen unterschieden werden.

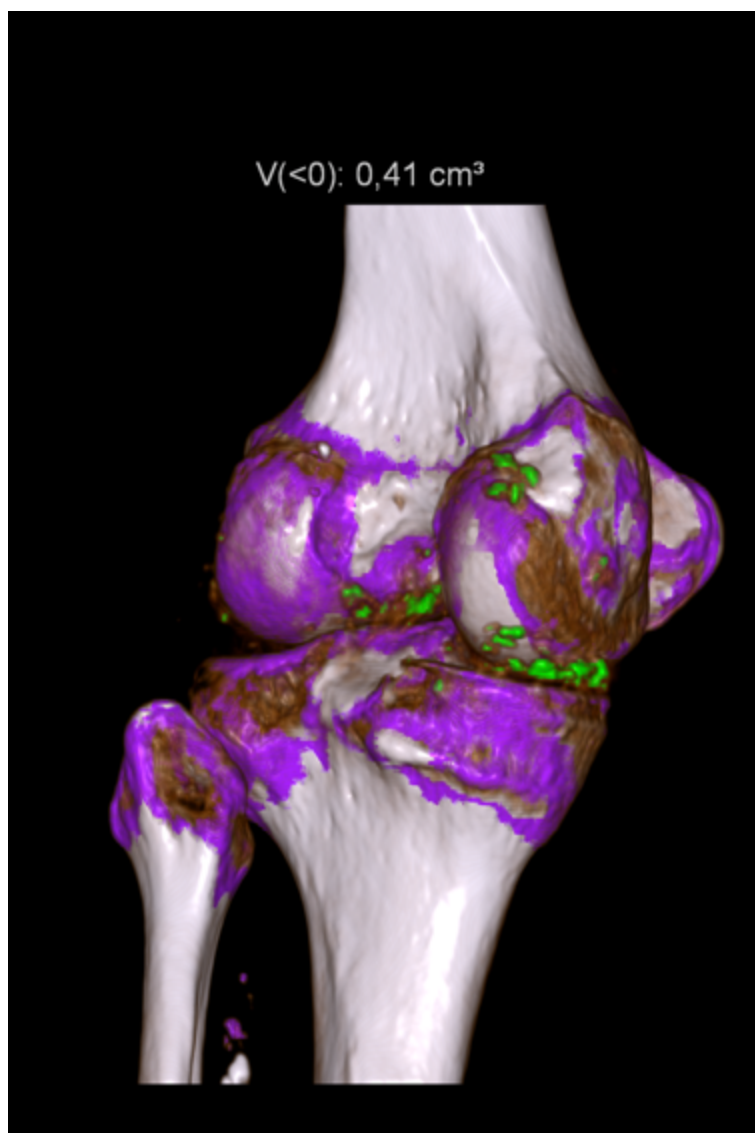
Weiter können die Nicht-Harnsäuresteine in verschiedene Subgruppen unterteilt werden, indem bestimmt wird ob Fett oder Calcium enthalten sind.^{75,77,78}

Die Relevanz für die Behandlung ist zwar gering, jedoch zeigen Calcium-Phosphat-Steine ein schlechteres Therapieergebnis in der Steinentfernung als andere Arten von Steinen.

Auch können Uratsteine mittels medikamentöser Therapie gut behandelt werden und fordern seltener ein invasives Vorgehen.⁷⁷⁻⁸⁰

Weitere Anwendungen finden sich auch in der Diagnostik von Frakturen mittels Darstellung von Knochenödemen über ein calciumsupprimiertes Bild. Hierbei wird Calcium unterdrückt, um das Knochenödem besser darstellen zu können.^{6,81,82}

Dieses Verfahren steht jedoch noch in der Entwicklung und sollte daher als experimentell betrachtet werden.⁸¹





*Abbildung 6: **Abbildung diverser kleiner Gichttophi** in einer nachbearbeiteten dreidimensionalen CT-Aufnahme.*

Zu (A): Zu sehen ist ein Kniegelenk mit Blick von posteromedial. Im Bereich des distalen Femurs sowie im medialen Gelenkspalt zeigen sich kleinere Anlagerungen von Gichttophi. Diese stellen sich grün dar.

Zu (B): Zu sehen ist das wie in (A) dargestellte Kniegelenk. Der Blick kommt von medial. Auch hier zeigen sich die oben genannten Gichttophi in grün im Bereich des medialen Gelenkspaltes.

2.2.4 Strahlenexposition und Strahlenschutz

Aufgrund der immer höheren Nachfrage von DSCT-Untersuchungen steigen auch die Bedenken über die Strahlenbelastung.

Die ersten Geräte dieser Art, die vor dem Jahre 2006 auf den Markt kamen, funktionierten nur mit einer Erhöhung der Strahlendosis. Es kam auch vor, dass eine zweite Kontrastmittelgabe von Nöten war, um die zweiten Aufnahmen mit derselben Menge an Kontrastmittel bei unterschiedlicher Röhrenspannungen zu erhalten. Dies musste vollzogen werden, da die Bilder nicht simultan, sondern nacheinander aufgenommen wurden.⁸³

Ab dem Jahr 2006 wurden neuere Systeme vorgestellt, die im Vergleich mit Single-Source-CT-Aufnahmen eine gleichbleibende Strahlung vorweisen. Teilweise zeigen sie sogar bei besserer Bildqualität eine geringere Belastung.^{56,83}

Kerl et al. fanden heraus, dass es bei kardialen DSCT-Aufnahmen zu einer Abnahme der Strahlendosis bei gleichbleibender Bildqualität kommt und sogar eine Verringerung des Rauschens bei DSCT-Bildern erzielt wurde.⁸⁴

In einer Phantomstudie des Thorax von Schenzle et al. wurde herausgefunden, dass es während einer Dual-Source-Aufnahme zu keiner Erhöhung der Strahlenbelastung kommt und es auch keine Unterschiede des Rauschens in den Aufnahmen gibt.^{83,85}

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass es bei Dual-Source-CT-Bildern zu keiner relevanten Erhöhung der Strahlenbelastung kommt. Es bieten sich jedoch Möglichkeiten, um diese zu reduzieren wie beispielsweise mit virtuell nativen Aufnahmen. Diese können die reellen nativen Aufnahmen ersetzen und so zu einer signifikanten Reduktion der Strahlendosis führen.^{86,87}

Gleichzeitig kommt es zu Verbesserung der Bildqualität.^{41,43}

3. Material und Methoden

3.1 Patientenkollektiv

Im Rahmen dieser retrospektiven Studie wurden Bilddaten von 599 Patienten eingeschlossen. Bei diesen wurde im Zeitraum zwischen November 2016 und April 2019 im Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des Klinikums der Johann Wolfgang Goethe-Universität eine Dual-Energy-CT-Aufnahme durchgeführt.

Das Patientenkollektiv setzte sich aus 263 weiblichen Patientinnen (43,91 %) und 336 männlichen Patienten (56,09 %) mit einem durchschnittlichen Alter zum Untersuchungszeitpunkt von $58 \pm 16,6$ Jahren zusammen.

Einschlusskriterien waren morphologisch gesunde Organe des Abdomens und des Beckens sowie vollständige Dual-Energy-CT-Datensätze, um eine weiterführende Bildbearbeitung und eine Erstellung einer Jodkarte mit konsekutiven Messungen durchzuführen.

Zum Schutz der Patientendaten wurden sämtliche Patienteninformationen und Bildgebungen pseudonymisiert.

Als Ausschlusskriterien galten Patienten, die jünger als 18 Jahre alt waren. Ebenfalls wurden Patientinnen mit Hysterektomie bzw. Patienten mit Prostataentfernung ausgeschlossen. Weiter erfolgte ein Ausschluss der Patienten, die vom standardisierten Kontrastmittelprotokoll abwichen.

3.2 DECT-Aufnahmen

Alle Aufnahmen wurden am SOMATOM Force Dual-Source von Siemens (Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) im radiologischen Institut der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt durchgeführt.

Bei allen 599 Patienten erfolgte die Untersuchung im 90 kV und 150 kV Bereich.



*Abbildung 7: Das **SOMATOM Dual-Source** von Siemens im Institut für Radiologie des Universitätsklinikums Frankfurt.*

3.2.1 Ablauf der Untersuchung

Die Patientin/ der Patient wird nach Überprüfung der Identität und der rechtfertigenden Indikation zunächst von einer Radiologin/ einem Radiologen über die durchzuführende Untersuchung aufgeklärt. Daraufhin wird die Patientin/ der Patient gebeten alle Kleidungsstücke abzulegen, um eine Beeinträchtigung der Untersuchung durch Fremdkörper zu vermeiden. Die Patientin/ der Patient wird in Rückenlage auf der Untersuchungsliege platziert.

Da bei vielen Fragestellungen eine Kontrastmittelgabe benötigt wird, wird durch die Ärztin/den Arzt oder die/den MTRA ein venöser Zugang in eine oberflächliche Armvene gelegt, der mit der Kontrastmittelpumpe konnektiert wird. Ein Gonadenschutz wird der Patientin/ dem Patienten umgelegt. Die Patientin/ der Patient wird abschließend gebeten entspannt und ruhig auf der Liege zu verharren und ggf. Atemanweisungen zu folgen.

Aus dem Kontrollzentrum heraus wird die Untersuchung gesteuert und gestartet. Zunächst wird ein Topogram (Übersichtsaufnahme) in antero-posteriorer Richtung erstellt, die vom Diaphragma bis unterhalb des Beckenkamms reicht. Anschließend erfolgt die genaue individuelle Anpassung des Scanbereichs und das Auslösen des CT-Scans. Hierbei kann es in Abhängigkeit der Fragestellung zu Atemkommandos und Kontrastmittelapplikationen kommen.

Die erstellten Rohdaten werden zu Rekonstruktionen verrechnet und an das Bildablage- und Kommunikationssystem (PACS, „Picture Archiving and Communication System“) System gesendet. Nun können sie an den Workstations analysiert und ausgewertet werden.

3.2.2 Technische Spezifikation

Bei Kontrastmittelgabe erfolgt die Aufnahme abhängig von der gewünschten Phase mit einer Verzögerung zwischen 20-80 Sekunden nach Kontrastmittelgabe. Im Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie in Frankfurt wird hierfür Iomeprol (Imeron, 350 mg/ml, Firma Bracco) verwendet. Dies ist ein jodiertes, nicht-ionisches Röntgenkontrastmittel, das intravenös bei der CT-Untersuchung verabreicht wird.

Die Dosis belief sich auf 1,1 ml pro Kilogramm Körpergewicht bei einer Flussgeschwindigkeit von 3 ml/s. Die maximale Menge an Kontrastmittel betrug 120 ml.

Das standardisierte Untersuchungsprotokoll im Institut beläuft sich auf eine elektrische Spannung von 90 kV und 190 mAs in Röhre A und in Röhre B auf 150 kV und 95 mAs pro Umdrehung. Die mAs wird durch automatische Modulation durch das CT-Gerät abhängig vom Körperhabitus des Patienten adaptiert, um eine möglichst geringe Strahlenbelastung zu erlangen.

Die Rotationsdauer belief sich auf 0,5 Sekunden, der Pitch auf 0,7 und die Kollimation auf 2x192x0,6 mm.

Das Sichtfeld (field of view/ FOV) beläuft sich in der B-Röhre auf 350 mm.

Zusätzlich zu den 90 kV und 150 kV Bildserien werden durch den Scanner automatisch linear gemischte Bilder beider Röhren mit einer Gewichtung von 0,6 (M_0,6) generiert.

Es wird ein Dosis-Längen-Produkt erstellt worüber die Strahlenbelastung der CT-Untersuchung dokumentiert wird. Dies geschieht individuell für jeden Patienten.

Scan	80 Sekunden nach Injektion von Iomeprol (Imeron 350, Bracco)
Kontrastmittel	1,1 ml pro Kilogramm Körpergewicht, Flusgeschwindigkeit 3 ml/s
Maximale Menge an Kontrastmittel	120 ml
Röhrenspannung	Röhre A 90 kV Röhre B 150 kV
Röhrenstrom	Röhre A 190 mAs Röhre B 95 mAs
Field of View (FOV)	350 mm
Rotationsdauer	0,5 Sekunden
Pitch	0,7
Kollimation	2x192x0,6 mm

Tabelle 3: **Scaneinstellungen** für die DECT-Untersuchung.

3.3 Nachbearbeitung der Datensätze

3.3.1 Erstellen einer Rekonstruktion

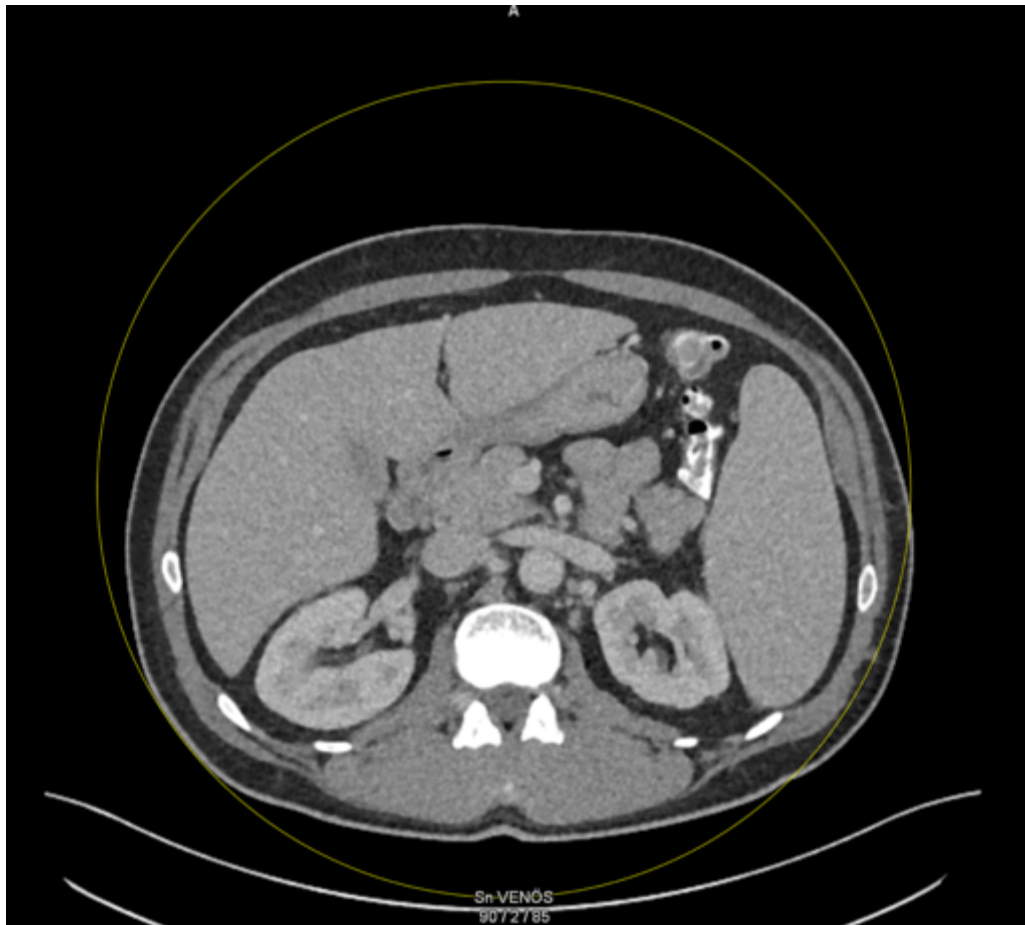
Aus den Röntgenrohdaten werden Rekonstruktionen erstellt, was mittels mathematischer Formeln und Rekonstruktionsalgorithmen geschieht. Die Rohdaten werden in koronare, sagittale und axiale Bildebenen umgerechnet und an das PACS gesendet.

Alle Rekonstruktionen wurden mittels 3,0 mm Kollimation und einem Inkrement von 2,0 mm errechnet.

Folgend werden die Aufnahmen an den DECT-Workstations mittels dem Programm „syngo.via“ (Version VB20A, Siemens Healthineers) ausgewertet und analysiert.

Anhand der Drei-Material-Dekomposition werden im Abdomen die CT-Bilder meist in Jod, Fett oder Weichgewebe zerlegt. Dies kann allerdings je nach Fragestellung variieren.⁸⁸

Durch diesen Algorithmus können im Gewebe explizit Jodanreicherungen dargestellt werden („iodine-related attenuation“, IRA). Sie können anschließend die Jodverteilung mittels Farbkodierung im Gewebe anzeigen.



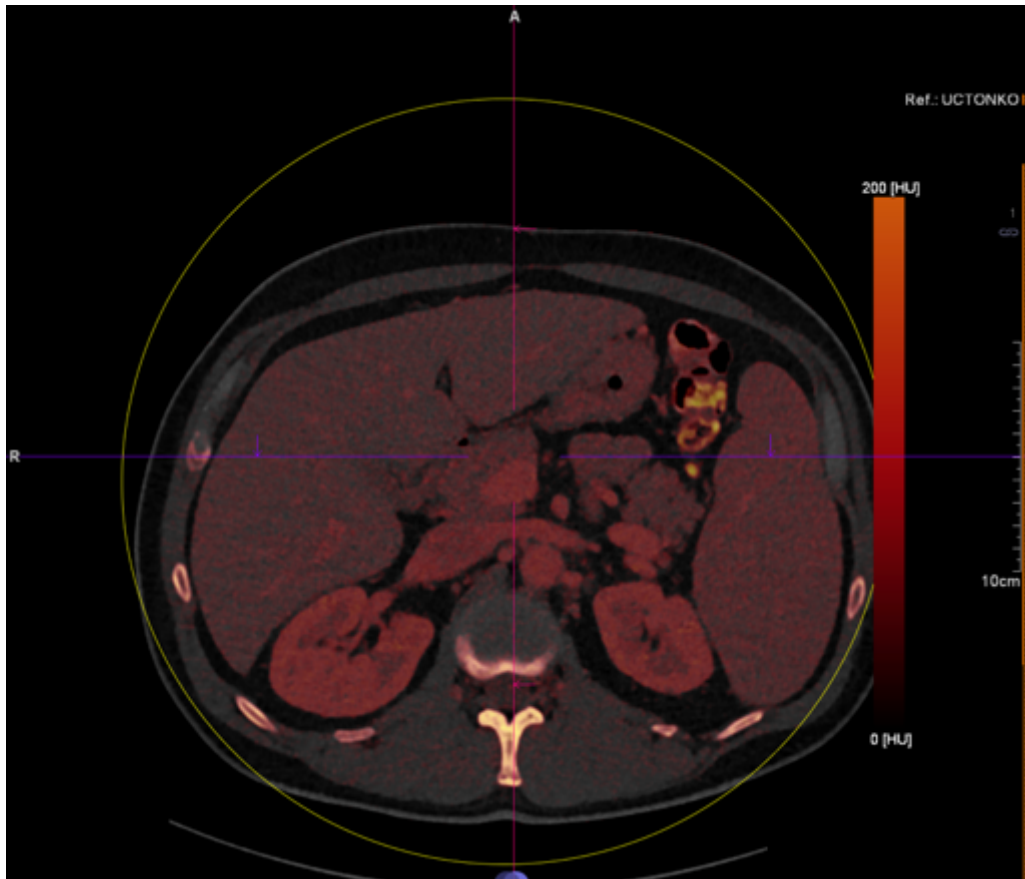


Abbildung 8: Axiale Aufnahme des Abdomens einmal ohne Jodkarte und einmal mit Jodkarte.

Zu (A): Zu sehen ist eine axiale CT-Aufnahme des Abdomens ohne Pathologien.
 Zu (B): Hier ist die wie in (A) dargestellte axiale CT-Aufnahme des Abdomens zu sehen jedoch nach Bearbeitung mittels des syngo.via Programms. Nun zeigt sich die Jodanreicherung mittels Farbkodierung in rötlichen Abstufungen.

3.3.2 Festlegung der zu vermessenden Organe

Als zu vermessende Organe wurden Organe des Abdomens sowie des Beckens definiert, bei denen eine Messung technisch reproduzierbar möglich ist. Hierzu ist es bedeutsam, dass die Strukturen eine ausreichende Fläche zur Erstellung einer adäquaten ROI-Messung bieten.

Dies geschieht auf der Annahme, dass das Parenchym maßgeblich für die eigentliche Funktion des Organs verantwortlich ist und mittels der Durchblutung dieser Organe auf deren Funktion geschlussfolgert werden kann.

Folgende Organe wurden vermessen: Leber, Pankreas, Milz, Nebennieren, Nieren, Prostata, Uterus, Blasenwand und Lymphknoten.

3.3.3 Anzahl der Messstellen pro Organ

Je nach Größe des Organs wurde eine bestimmte Anzahl von Messstellen festgelegt, um einen vollumfänglichen Überblick zu erhalten und um regionspezifische Messfehler zu vermeiden. Es wurde sorgfältig darauf geachtet, dass die ROI-Messungen lediglich im Parenchym gesetzt wurden und Gefäße sowie andere nicht-parenchymatöse Strukturen nicht im Messfeld lagen.

Bei der Leber wurden neun Messstellen gewählt, die sich an den jeweiligen Lebersegmenten 1 bis 8 orientieren. Segment 4 wurde in 4a und 4b aufgeteilt.

Das Pankreas wurde in seine anatomischen Regionen, Caput, Corpus und Cauda, unterteilt und die Messstellen respektive dorthin gesetzt. Hierbei wurde der Pankreashauptgang ausgespart.

Die Milz wurde in Ober-, Mittel- und Untergeschoss aufgeteilt.

In den Nebennieren wurde jeweils rechts und links eine Messstelle gewählt.

Die Nieren wurde in die Rechte und Linke aufgeteilt mit jeweils einer Messstelle im Ober-, Mittel- und Untergeschoss.

Lymphknoten wurden insgesamt drei vermessen. Hier wurde darauf geachtet je Patient den prominentesten mesenterialen, retroperitonealen und inguinalen Lymphknoten zu vermessen.

Je nach Geschlecht des Patienten wurden im weiblichen Becken Messstellen in der Uterusvorder- bzw. -hinterwand gewählt. Im männlichen Becken wurde die Prostata an vier Stellen vermessen, diese waren in der Transitionalzone und der peripheren Zone jeweils rechts- und linksseitig.

Der Blase wurde eine Messstelle in der Blasenwand zugeordnet.

Als Referenzmesswerte dienten Referenzmessstellen in der Vena cava inferior.

Die im Rahmen dieser Studie verwendete Anzahl an Messungen ist in Tabelle Vier übersichtlich zusammengefasst.

Organ	Anzahl der Messungen
Leber	9
Pankreas	3
Milz	3
Nebennieren	2
Nieren	6
Prostata	4
Uterus	2
Blasenwand	1
Lymphknoten	3
Referenz	6

Tabelle 4: **Anzahl der Messstellen** für jedes Organ(-paar).

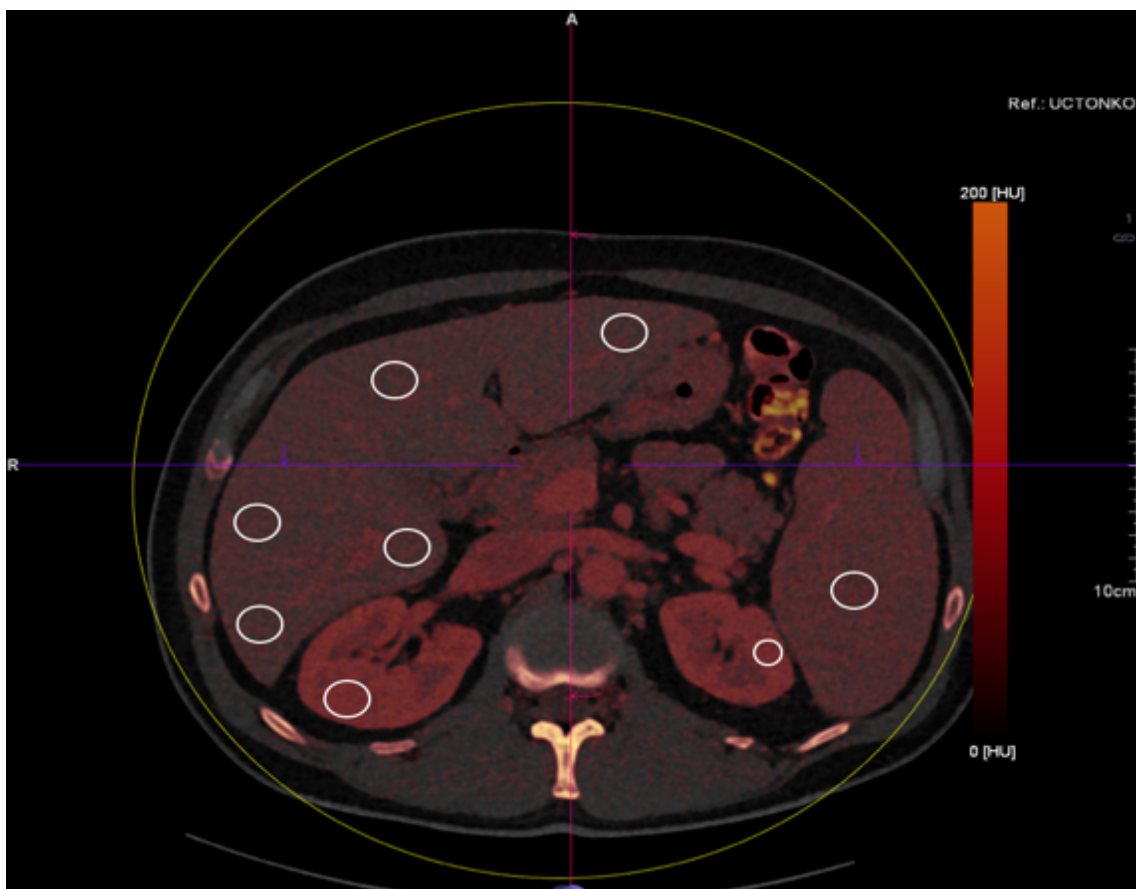


Abbildung 9: **Abdomineller Querschnitt in der Transversalebene im Bereich des Abdomens mit beispielhaften Messstellen.**

Es ist ein Schnitt in Transversalebene im Bereich des Abdomens zu sehen. Die von uns festgelegten Messstellen wurden exemplarisch als weiße Kreise eingezeichnet. Hier können fünf Messstellen im Bereich der Leber und jeweils eine Messstelle im Bereich des Mittelgeschosses der Milz, im Mittelgeschoss der rechten Niere und im Obergeschoss der linken Niere dargestellt werden.

3.4 Analyse der Jodaufnahmen

Nach der Festlegung der exakten Messstellen und der genauen Anzahl pro Organ wurde mit der Analyse des gesammelten Bildmaterials begonnen.

Diese geschieht mittels des erwähnten Programmes „syngo.via“ unter dem Reiter „Dual-Energy“.

Hierfür wird das jeweilige rekonstruierte Bildmaterial, in diesem Fall „Liver VNC“, mittels einer pseudoanonymisierten Nummer in das Programm geladen. Die Jodaufnahme („iodine concentration“) wird in mg/ml in der jeweiligen Untersuchungsregion („region of interest“, ROI) gemessen. Diese ist in der Größe individuell anpassbar und kann beliebig platziert werden.

In die jeweilige Messregion wurde jeweils eine ROI mit einem Durchmesser von mind. 0,5 cm² platziert. Es wurde darauf geachtet kalzifizierte Areale sowie Areale mit einer eventuell Verfettung oder Minderperfusion auszusparen.

Series

Series Description	Modality
DE_ThxAbd_ven 1.5 Br40 3 A_100kV	CT
DE_ThxAbd_ven 1.5 Br40 3 B_Sn150kV	CT

A

CT Dual Energy

CT Dual Energy

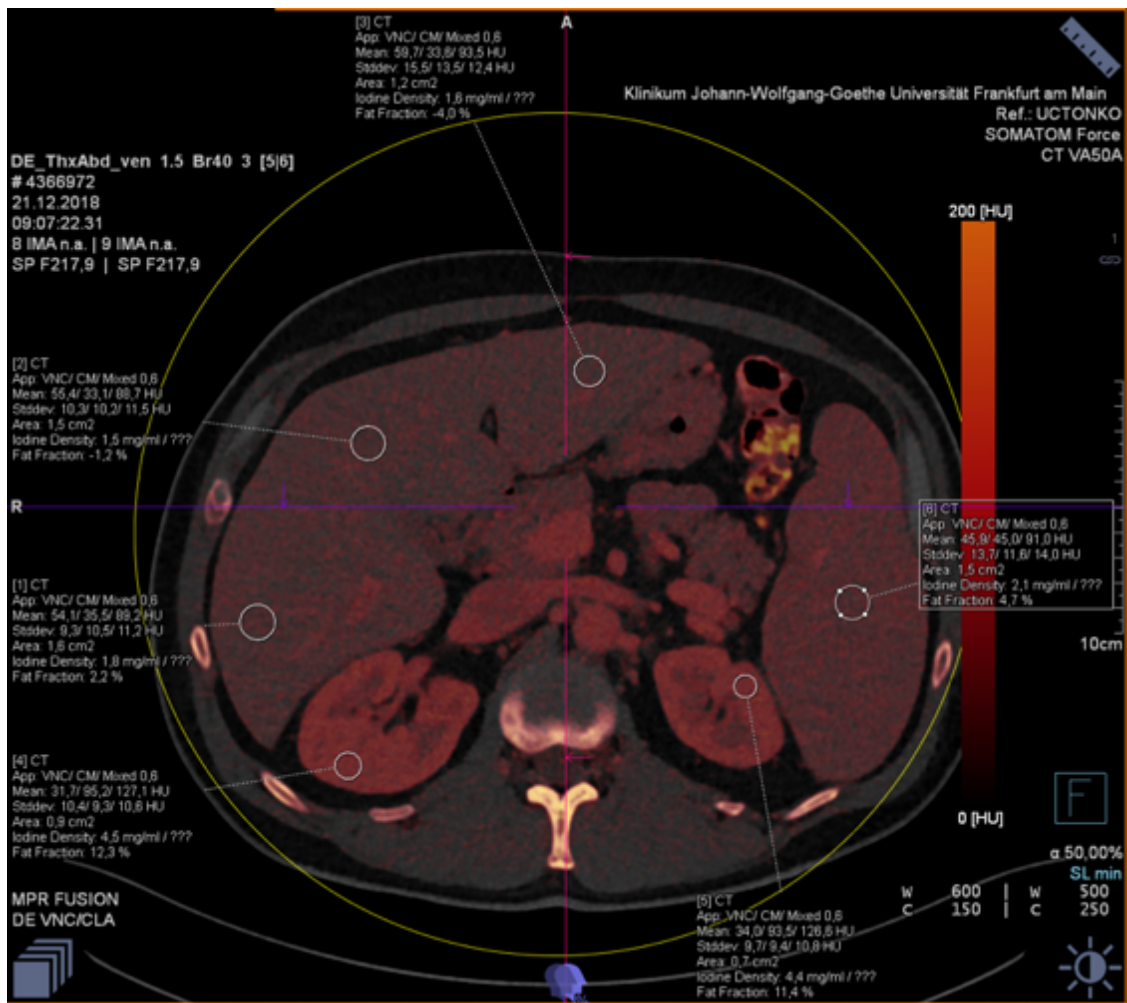
- FOV
- Extend ROI Text
- Reset Layout
- Optimum Contrast
- Result State
- Table Removal
- Heart Isolation
- Punch Mask
- Archive Results
- Publish Results

Application Profile: **Liver VNC**

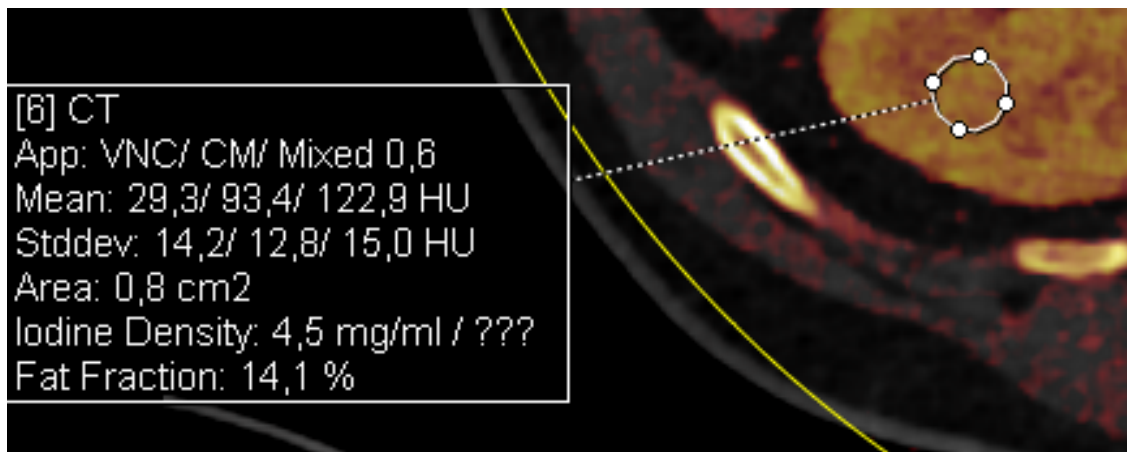
Liver VNC

- Resolution: 4
- Maximum [HU]: 3071
- Iodine Ratio: 2,64
- Default
- Calculate

B



C



D

Abbildung 10 (A-D): Zusammenfassung über die Analyse der Jodaufnahme anhand von Screenshots aus dem syngo.via-Programm.

Zu (A): Es sind die Serien sichtbar, die zur Analyse in den folgenden Schritten ausgewählt werden. Diese werden importiert und mit Hilfe des „CT-Dual-Energy“ Programms analysiert.

Zu (B): Es findet die Analyse der Jodaufnahme unter dem Reiter „CT-Dual-Energy“ mit Verwendung der „Liver VNC“ Rekonstruktion statt.

Zu (C): Es zeigt sich nun die Jodkarte und es können beliebig viele Untersuchungsregionen an verschiedene Positionen gesetzt werden. Aus dem Kästchen zur rechten bzw. linken kann dann die Jodaufnahme entnommen werden.

Zu (D): Hier kann eine detaillierte Übersicht über die Information, die von dem Programm zur Verfügung gestellt werden, entnommen werden. Die Jodaufnahme („iodine density“) wird in mg/ml angegeben. In diesem Beispiel beträgt die Jodaufnahme in dem Mittelgeschoss der rechten Niere 4,5 mg/ml.

3.5 Statistische Analyse

Dezidierte Statistikprogramme wurden zu sämtlichen statistischen Analysen und zum Erstellen von Graphiken verwendet (GraphPad Prism Version 9, GraphPad Software, La Jolla, USA und SPSS Version 28, IBM SPSS Statistics, Armonk, USA).

Die Ergebnisse der Messungen sowie Auswertungen wurden als Mittelwert mit jeweiligen Standardabweichungen (\pm SD) angegeben.

Mittels des Kolmogorov-Smirnov-Test wurde die Gauß-Verteilung aller Daten geprüft.

Der t-Test für ungepaarte Stichproben fand bei normalverteilten Datensätzen statt. Bei nicht normalverteilten Datensätzen wurde die Auswertung mittels nichtparametrischer Tests vorgenommen. Der Wilcoxon-Mann-Whitney-Test wurde hierfür angewendet. Eine statistische Signifikanz für P -Werte $< 0,05$ wurde hierfür gekennzeichnet.

4. Ergebnisse

4.1 Leber

Die durchschnittliche Jodaufnahme in der Leber in allen neun Messpunkten beläuft sich auf $1,96 \pm 0,59$ mg/ml.

In Lebersegment 1 auf $2,12 \pm 0,64$ mg/ml, in Segment 2 auf $2,02 \pm 0,62$ mg/ml, in Segment 3 auf $1,93 \pm 0,59$ mg/ml, in Segment 4a auf $1,99 \pm 0,61$ mg/ml und in Segment 4b auf $1,95 \pm 0,61$ mg/ml, in Segment 5 auf $1,96 \pm 0,57$ mg/ml, in Segment 6 auf $1,91 \pm 0,55$ mg/ml, in Segment 7 auf $1,81 \pm 0,55$ mg/ml und in Segment 8 auf $1,92 \pm 0,57$ mg/ml.

Frauen zeigen insgesamt eine höhere Jodaufnahme für das Leberparenchym, die sich auf $2,12 \pm 0,54$ mg/ml beläuft, wohingegen bei Männern die Aufnahme $1,84 \pm 0,43$ mg/ml beträgt mit einem *P*-Wert $< 0,001$.

In der Vergleichsgruppe alt versus (vs.) jung zeigt sich in den absoluten Werten der Jodaufnahme bis zum 66. Lebensjahr eine geringere Jodaufnahme, die dann im Verlauf zunimmt. In absoluten Zahlen steigt die Jodaufnahme von $1,80 \pm 0,45$ mg/ml auf $2,04 \pm 0,52$ mg/ml mit Zunahme des Alters.

In Bezug auf den BMI zeigt sich eine Abnahme der Jodaufnahme mit steigendem Gewicht. So kann eine absolute Jodaufnahme in der Referenzgruppe mit einem BMI von $\leq 18,4$ kg/m² von $2,32 \pm 0,54$ mg/ml, in der Gruppe mit einem BMI von 18,5-24,9 kg/m² von $2,13 \pm 0,53$ mg/ml und in der Kohorte mit einem BMI von ≥ 25 kg/m² von $1,84 \pm 0,45$ mg/ml gezeigt werden. Dies kann mit einer Signifikanz von $P < 0,001$ dargestellt werden.

Lebersegment	Absolute Jodaufnahme in mg/ml
1	2,12 ± 0,64
2	2,02 ± 0,62
3	1,93 ± 0,59
4a	1,99 ± 0,61
4b	1,95 ± 0,61
5	1,96 ± 0,57
6	1,91 ± 0,55
7	1,81 ± 0,55
8	1,92 ± 0,57

Tabelle 5: **Durchschnittliche Jodaufnahme der Lebersegmente eins bis acht.**

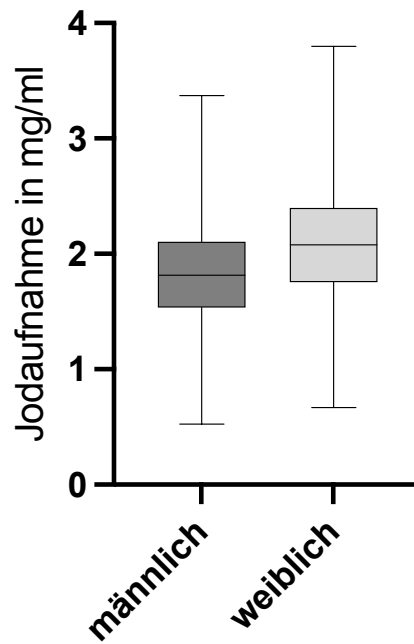


Abbildung 11: **Boxplot der Jodaufnahme der Leber in der Subgruppenanalyse männlich vs. weiblich ($P < 0,001$).**

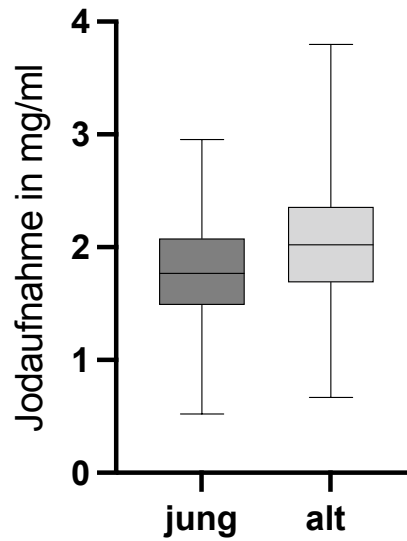


Abbildung 12: **Boxplot der Jodaufnahme der Leber** in der Subgruppenanalyse jung vs. alt ($P < 0,05$), wobei der Schwellenwert hier bei einem Alter von 66 Jahren gewählt wurde.

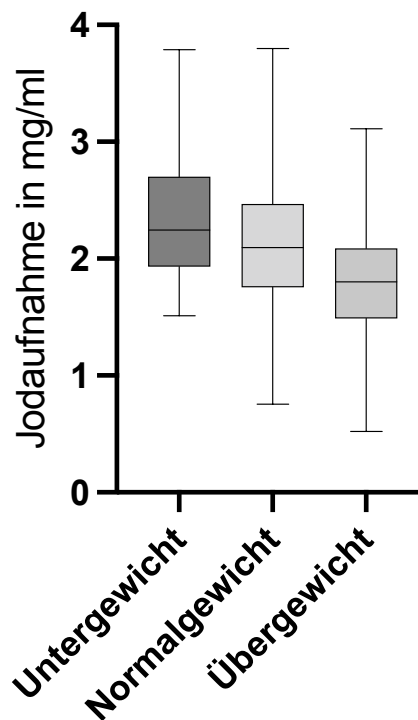


Abbildung 13: **Boxplot der absoluten Jodaufnahme der Leber** in der Subgruppenanalyse des BMI, der in Untergewicht, Normalgewicht und Übergewicht eingeteilt wurde.

4.2 Pankreas

Im Pankreas beläuft sich die durchschnittliche absolute Jodaufnahme in den drei Messstellen auf $2,07 \pm 0,58$ mg/ml.

Im Caput ergibt sich ein Wert von $2,13 \pm 0,58$ mg/ml, im Corpus von $2,08 \pm 0,6$ mg/ml und in der Cauda von $1,99 \pm 0,57$ mg/ml.

Geschlechterspezifische Unterschiede ergeben sich auch hier. Bei Frauen liegt die durchschnittliche absolute Jodaufnahme bei $2,27 \pm 0,54$ mg/ml und bei Männern bei $1,91 \pm 0,46$ mg/ml.

In Bezug auf das Alter nimmt die absolute Jodaufnahme zu.

Bis zu einem Alter von 69 Jahren ($P < 0,05$) beläuft sich die durchschnittliche absolute Jodaufnahme auf $1,87 \pm 0,46$ mg/ml. Mit steigendem Alter steigt die Jodaufnahme auf $2,21 \pm 0,52$ mg/ml.

Die Subgruppenanalyse des BMI ergab mit einer Signifikanz von $P < 0,001$ eine Abnahme der absoluten Jodaufnahme im Pankreasparenchym mit steigendem Gewicht. So beläuft sich diese in der Kohorte mit einem BMI von $\leq 18,4$ kg/m² auf $2,54 \pm 0,67$ mg/ml, in der Gruppe mit einem BMI von 18,5-24,9 kg/m² auf $2,22 \pm 0,52$ mg/ml und in der Kohorte mit einem BMI von ≥ 25 kg/m² auf $1,95 \pm 0,48$ mg/ml.

Lokalisation der Messstelle im Pankreas	Absolute Jodaufnahme in mg/ml
Caput	$2,13 \pm 0,58$
Corpus	$2,08 \pm 0,6$
Cauda	$1,99 \pm 0,57$

Tabelle 6: Übersicht zu den Resultaten der durchschnittlichen Jodaufnahme in den Messstellen im Pankreas.

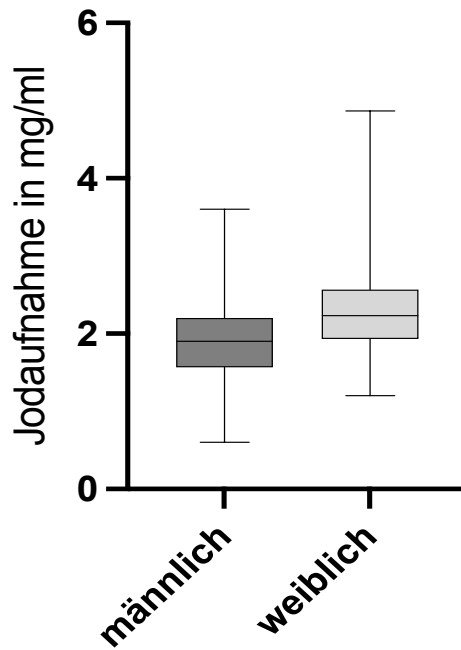


Abbildung 14: **Boxplot der Jodaufnahme des Pankreas** in der Subgruppenanalyse männlich vs. weiblich ($P < 0,001$).

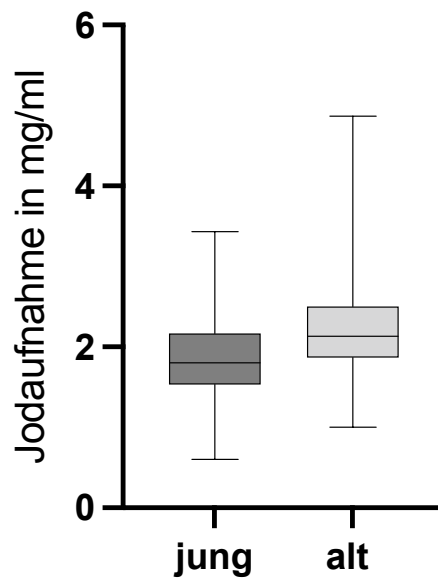


Abbildung 15: **Boxplot der Jodaufnahme des Pankreas** in der Subgruppenanalyse jung vs. alt ($P < 0,05$), wobei ein Schwellenwert für das Alter von 69 Jahren gewählt wurde.

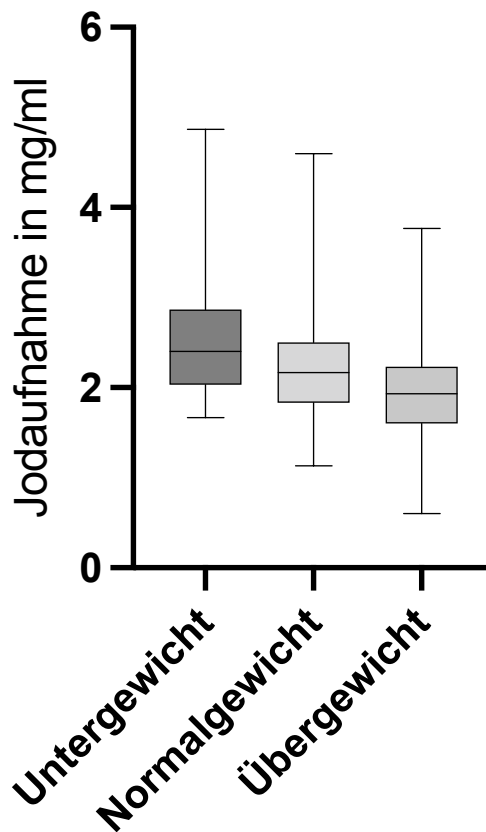


Abbildung 16: **Boxplot der absoluten Jodaufnahme des Pankreas** in der Subgruppenanalyse des BMI, der in Unter-, Normal- und Übergewicht eingeteilt wurde.

4.3 Milz

In der Milz beläuft sich die durchschnittliche Jodaufnahme in allen 3 Messregionen auf $2,45 \pm 0,66$ mg/ml.

Im Obergeschoss wird ein Wert von $2,44 \pm 0,68$ mg/ml gemessen, im Mittelgeschoss von $2,46 \pm 0,66$ mg/ml und im Untergeschoss von $2,47 \pm 0,64$ mg/ml.

In der Milz ergibt sich eine absolute Jodaufnahme bei Frauen von $2,7 \pm 0,64$ mg/ml und bei Männern von $2,3 \pm 0,51$ mg/ml, mit einer Signifikanz von $P < 0,001$, was einen signifikanten Unterschied in der Jodaufnahme repräsentiert.

In Bezug auf das Alter nimmt die Jodaufnahme mit zunehmendem Alter zu. Hier kann mit einer Signifikanz von $P < 0,05$ ein Schwellenwert von 72 Jahren ausgemacht werden, wobei die Werte sich bei jüngeren Patienten auf $2,21 \pm 0,46$ mg/ml belaufen und bei älteren Patienten auf $2,64 \pm 0,65$ mg/ml.

Hinsichtlich des BMI ergibt sich ebenfalls eine Abnahme der absoluten Jodaufnahme mit Zunahme des BMI. Hier zeigt sich eine absolute Jodaufnahme in der Gruppe der Untergewichtigen, entsprechend einem BMI von $\leq 18,4 \text{ kg/m}^2$, von $2,85 \pm 0,66 \text{ mg/ml}$. In der Gruppe der Normalgewichtigen mit einem BMI von $18,5\text{-}24,9 \text{ kg/m}^2$ von $2,56 \pm 0,64 \text{ mg/ml}$ und in der Kohorte der Übergewichtigen mit einem BMI von $\geq 25 \text{ kg/m}^2$ von $2,32 \pm 0,55 \text{ mg/ml}$. Dies zeigt sich mit einer Signifikanz von $P < 0,001$.

Lokalisation der Messstelle in der Milz	Absolute Jodaufnahme in mg/ml
Obergeschoss	$2,44 \pm 0,68$
Mittelgeschoss	$2,46 \pm 0,66$
Untergeschoss	$2,47 \pm 0,64$

Tabelle 7: **Übersicht** zu den Resultaten der durchschnittlichen Jodaufnahme in der Milz.

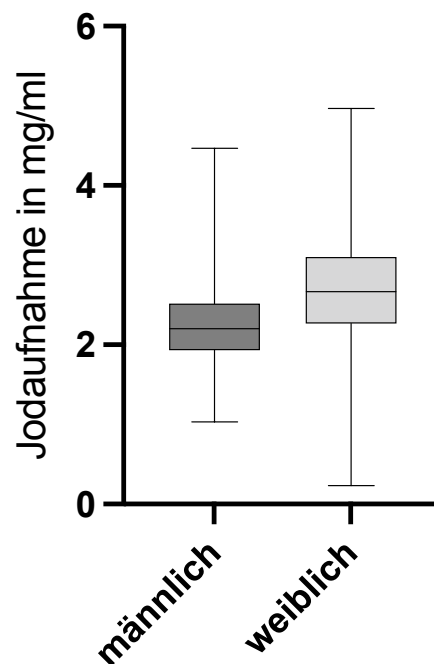


Abbildung 17: **Boxplot der Jodaufnahme der Milz** in der Subgruppenanalyse männlich vs. weiblich ($P < 0,001$).

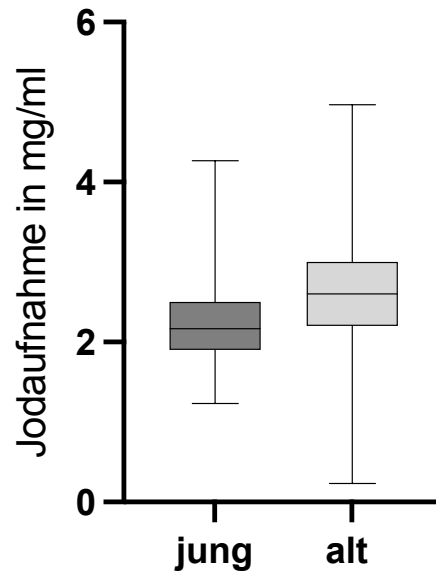


Abbildung 18: **Boxplot der Jodaufnahme der Milz** in der Subgruppenanalyse jung vs. alt ($P < 0,05$), wobei ein Schwellenwert für das Alter von 72 Jahren gewählt wurde.

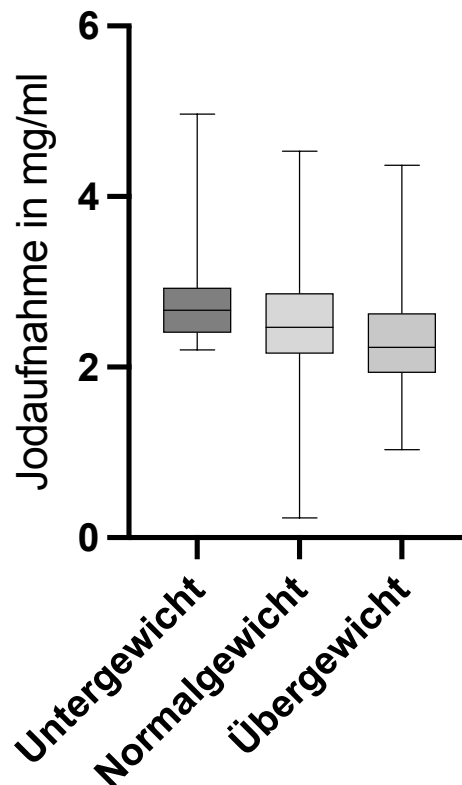


Abbildung 19: **Boxplot der absoluten Jodaufnahme der Milz** in der Subgruppenanalyse des BMI, der in Unter-, Normal- und Übergewicht eingeteilt wurde.

4.4 Nebennieren

Die Jodaufnahme in den Nebennieren beläuft sich durchschnittlich in allen Messstellen auf $1,61 \pm 0,43$ mg/ml.

Die rechte Nebenniere weist eine durchschnittliche Jodaufnahme von $1,61 \pm 0,47$ mg/ml auf. Die linke Nebenniere zeigt eine Aufnahme von $1,61 \pm 0,49$ mg/ml.

Bei Frauen kann eine Jodaufnahme von $1,72 \pm 0,47$ mg/ml gemessen werden, wohingegen bei Männern diese auch geringer ist. Diese liegt bei $1,52 \pm 0,39$ mg/ml.

In Bezug auf das Alter zeigt sich hier keine signifikante Veränderung der absoluten Jodaufnahme mit zunehmendem Alter. Die Jodaufnahme für Patienten jünger als 45 Jahren beträgt $1,49 \pm 0,38$ mg/ml und für Patienten mit 45 Jahren und älter beträgt sie $1,63 \pm 0,44$ mg/ml.

In der Subgruppenanalyse des BMI zeigt sich mit einer Signifikanz von $P < 0,001$ ebenfalls eine Abnahme der absoluten Jodaufnahme mit steigendem BMI. Für die Gruppe Untergewicht ergibt sich eine durchschnittliche absolute Jodaufnahme von $1,79 \pm 0,38$ mg/ml, in der Gruppe Normalgewicht von $1,64 \pm 0,45$ mg/ml und in der Gruppe Übergewicht von $1,56 \pm 0,44$ mg/ml.

Nebenniere	Absolute Jodaufnahme in mg/ml
Rechts	$1,61 \pm 0,47$
Links	$1,61 \pm 0,49$

*Tabelle 8: **Übersicht** zu den Resultaten der durchschnittlichen Jodaufnahme in der Nebenniere.*

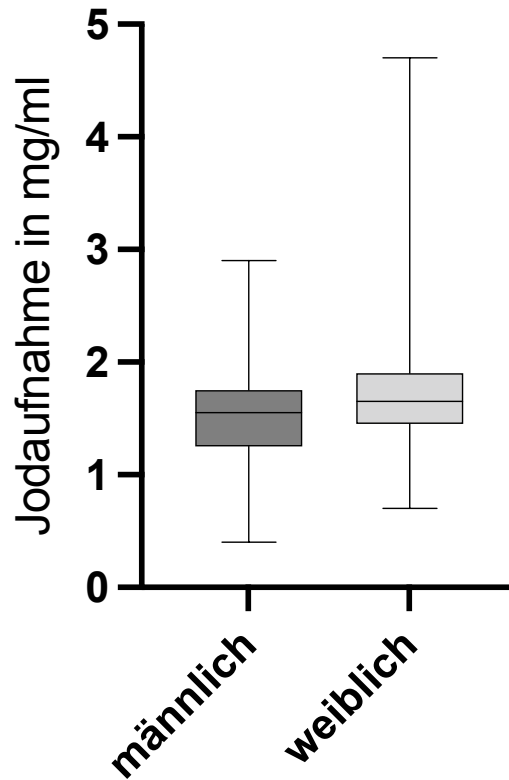


Abbildung 20: **Boxplot der Jodaufnahme der Nebennieren in der Subgruppenanalyse männlich vs. weiblich ($P < 0,001$).**

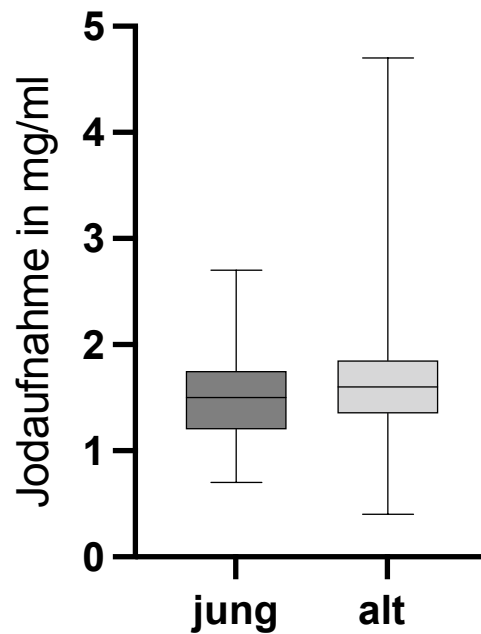


Abbildung 21: **Boxplot der Jodaufnahme der Nebenniere in der Subgruppenanalyse jung vs. alt ($P > 0,05$).**

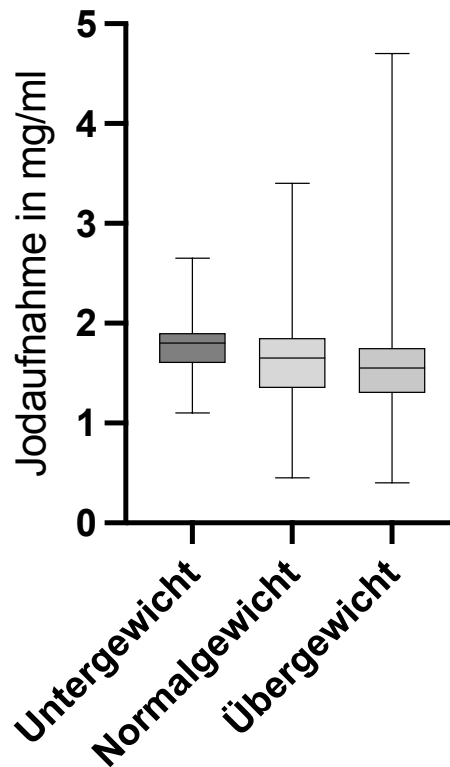


Abbildung 22: **Boxplot der absoluten Jodaufnahme der Nebenniere** in der Subgruppenanalyse des BMI, der in Unter-, Normal- und Übergewicht eingeteilt wurde.

4.5 Nieren

In den Nieren kann eine absolute Jodaufnahme von $6,1 \pm 1,32$ mg/ml gemessen werden. Die linke Niere zeigt im Obergeschoss eine Jodaufnahme von $5,97 \pm 1,36$ mg/ml, im Mittelgeschoss von $5,97 \pm 1,34$ mg/ml und im Untergeschoss von $6,21 \pm 2,44$ mg/ml. Sie beläuft sich durchschnittlich in der gesamten linken Niere auf $6,05 \pm 1,72$ mg/ml.

Die rechte Niere zeigt im Obergeschoss eine Jodaufnahme von $6,06 \pm 1,38$ mg/ml, im Mittelgeschoss von $6,04 \pm 1,32$ mg/ml und im Untergeschoss von $6,22 \pm 1,39$ mg/ml. Insgesamt zeigt sich eine durchschnittliche absolute Jodaufnahme in der rechten Niere von $6,11 \pm 1,36$ mg/ml.

Bei Frauen zeigt sich eine erhöhte Jodaufnahme mit $6,6 \pm 1,31$ mg/ml wohingegen diese sich bei Männern auf $5,65 \pm 1,1$ mg/ml beläuft.

In der Subgruppenanalyse jung vs. alt zeigt sich keine signifikante Änderung der Jodaufnahme mit zunehmendem Alter ($P > 0,05$), wobei bei Personen mit einem

Alter jünger als 45 sich eine Jodaufnahme von $5,67 \pm 0,96$ mg/ml zeigt und bei Personen mit einem Alter von 45 oder älter sich diese mit $6,14 \pm 1,35$ mg/ml zeigt. In der Niere lässt sich ebenfalls eine Abnahme der absoluten Jodaufnahme mit zunehmendem BMI feststellen, wobei diese lediglich zwischen Normal- und Übergewicht signifikant ist mit einem $P < 0,05$. In der Analyse von Unter- zu Übergewicht als auch von Unter- zu Normalgewicht zeigt sich keine signifikante Abnahme der absoluten Jodaufnahme.

In absoluten Zahlen beträgt diese wie folgt:

In der Kohorte der Untergewichtigen ergibt sich eine absolute Jodaufnahme von $6,35 \pm 1,47$ mg/ml. In der Gruppe der Normalgewichtigen zeigt sich eine absolute Jodaufnahme von $6,19 \pm 1,35$ mg/ml und in der Gruppe mit Übergewicht von $5,92 \pm 1,21$ mg/ml.

	Absolute Jodaufnahme in mg/ml
Niere links	$6,05 \pm 1,72$
Obergeschoss	$5,97 \pm 1,36$
Mittelgeschoss	$5,97 \pm 1,34$
Untergeschoss	$6,21 \pm 2,44$
Niere rechts	$6,11 \pm 1,36$
Obergeschoss	$6,06 \pm 1,38$
Mittelgeschoss	$6,04 \pm 1,32$
Untergeschoss	$6,22 \pm 1,39$

*Tabelle 9: **Übersicht** zu den Resultaten der durchschnittlichen absoluten Jodaufnahme in der Niere.*

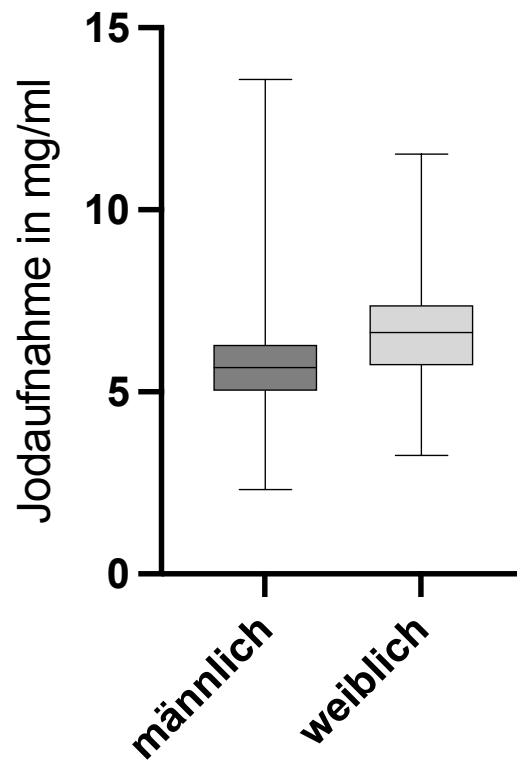


Abbildung 23: **Boxplot der Jodaufnahme der Niere** in der Subgruppenanalyse männlich vs. weiblich ($P < 0,001$).

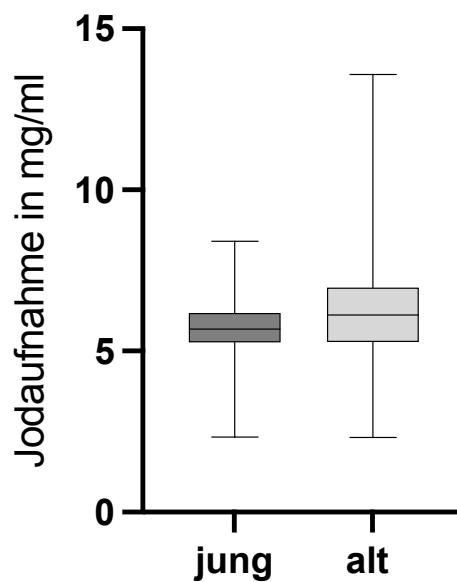


Abbildung 24: **Boxplot der absoluten Jodaufnahme der Niere** in der Subgruppenanalyse jung vs. alt ($P > 0,05$).

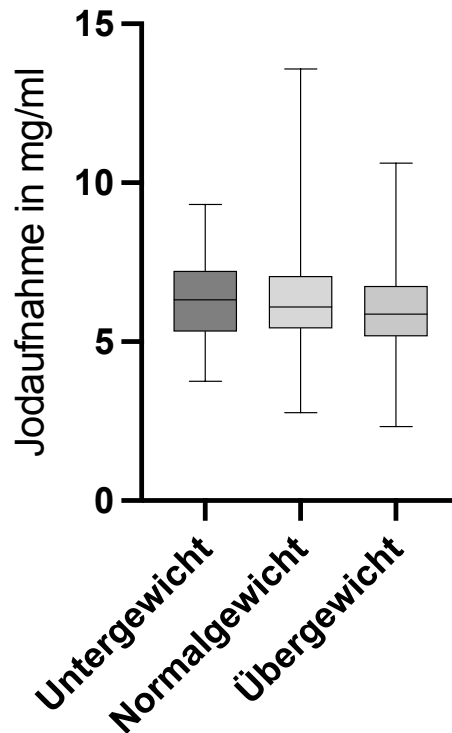


Abbildung 25: **Boxplot der absoluten Jodaufnahme der Niere** in der Subgruppenanalyse des BMI, der in Unter-, Normal- und Übergewicht eingeteilt wurde.

4.6 Lymphknoten

Die Lymphknotenmessungen ergeben insgesamt eine Jodanreicherung von $0,71 \pm 0,28$ mg/ml.

Die mesenterialen Lymphknoten reichern sich mit $0,68 \pm 0,28$ mg/ml an, die Retroperitonealen mit $0,62 \pm 0,24$ mg/ml und die Inguinalen mit $0,83 \pm 0,33$ mg/ml.

In Bezug auf das Geschlecht ergibt sich bei den männlichen Patienten eine Jodaufnahme von $0,7 \pm 0,18$ mg/ml und bei den weiblichen Patienten von $0,72 \pm 0,21$ mg/ml. Bei einem $P > 0,05$ ($P = 0,72$) ergibt sich somit keine signifikante Differenz in der Jodaufnahme.

Auf das Alter bezogen zeigen sich die Lymphknoten ebenfalls von demografischen Veränderungen unbeeinflusst. Hier kann keine signifikante Differenz in der absoluten Jodaufnahme mit Zunahme des Alters ausgemacht werden, wobei die durchschnittliche absolute Jodaufnahme in der Kohorte bis 45

Jahre sich auf $0,69 \pm 0,2$ mg/ml beläuft und in der Kohorte größer und gleich 45 Jahren auf $0,72 \pm 0,19$ mg/ml.

In der BMI Subgruppenanalyse der Lymphknoten ergibt sich kein signifikanter Unterschied in der absoluten Jodaufnahme mit sich veränderndem BMI.

Diese beträgt für einen BMI von $\leq 18,4$ kg/m² $0,79 \pm 0,28$ mg/ml, für einen BMI von 18,5-24,9 kg/m² $0,72 \pm 0,2$ mg/ml und für einen BMI von ≥ 25 kg/m² $0,7 \pm 0,19$ mg/ml.

Messstellen der Lymphknoten	Absolute Jodaufnahme in mg/ml
Mesenterial	$0,68 \pm 0,28$
Retroperitoneal	$0,62 \pm 0,24$
Inguinal	$0,83 \pm 0,33$

Tabelle 10: **Übersicht** zu den Resultaten der durchschnittlichen Jodaufnahme in den Lymphknoten.

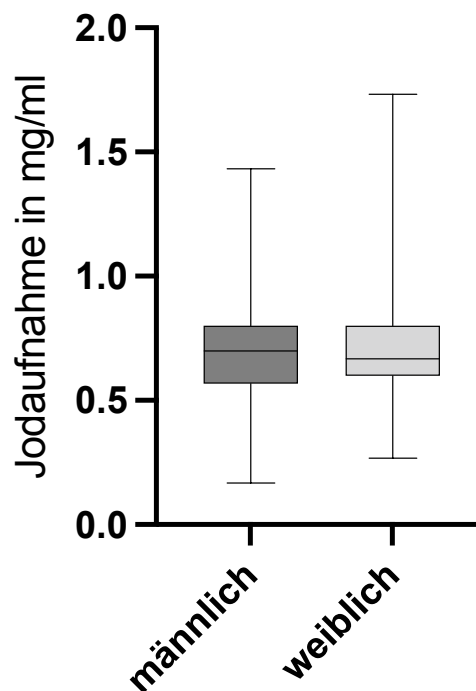


Abbildung 26: **Boxplot** der Jodaufnahme der Lymphknoten in der Subgruppenanalyse männlich vs. weiblich ($P > 0,05$).

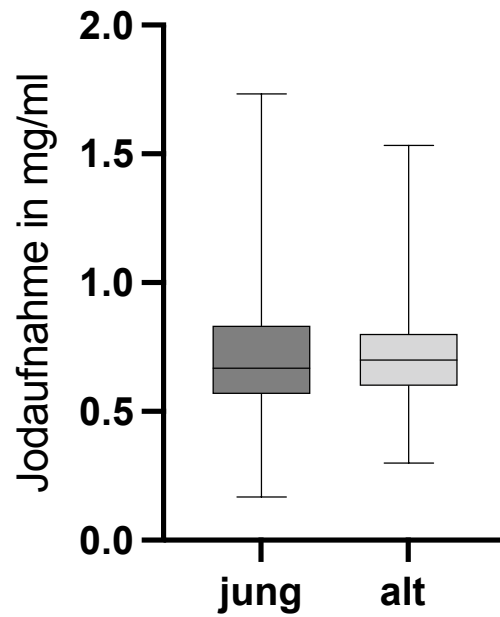


Abbildung 27: **Boxplot der absoluten Jodaufnahme der Lymphknoten** in der Subgruppenanalyse jung vs. alt ($P > 0,05$).

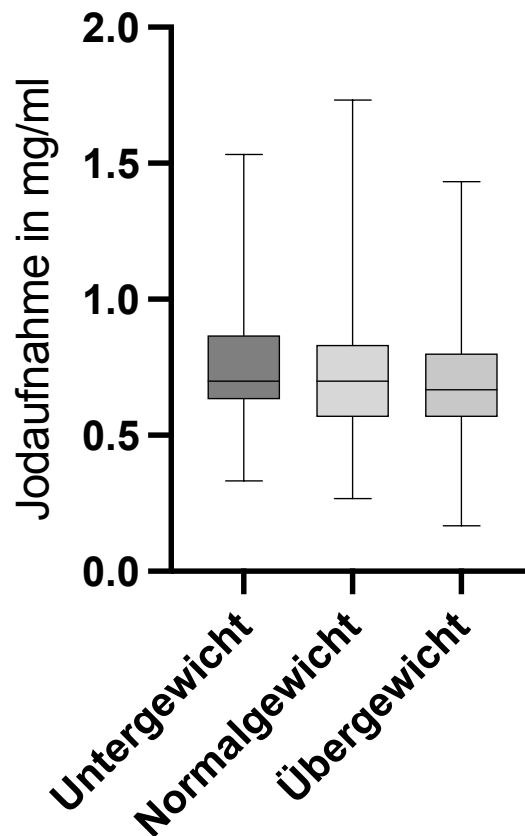


Abbildung 28: **Boxplot der absoluten Jodaufnahme der Lymphknoten** in der Subgruppenanalyse des BMI, der in Unter-, Normal- und Übergewicht eingeteilt wurde.

4.7 Uterus

Im Uterus ergeben sich Messwerte von $1,01 \pm 0,68$ mg/ml. Die Uterusvorderwand weist Werte von $0,96 \pm 0,7$ mg/ml auf und die Uterushinterwand von $1,1 \pm 0,67$ mg/ml.

Der Uterus zeigt für ältere Damen niedrigere Werte an als für die jüngere Studienkohorte. Hier sinkt die Aufnahme von $1,31 \pm 0,72$ mg/ml auf $0,75 \pm 0,46$ mg/ml mit einer Signifikanz von $P < 0,001$. Der Schwellenwert wurde mit einer Signifikanz von $P < 0,05$ bei 56 Jahren gesetzt.

Hier zeigt sich in der Subgruppenanalyse des BMI keine signifikante Differenz in der absoluten Jodaufnahme mit sich veränderndem BMI.

Messstellen des Uterus	Absolute Jodaufnahme in mg/ml
Vorderwand	$0,96 \pm 0,7$
Hinterwand	$1,1 \pm 0,67$

Tabelle 11: **Übersicht** zu den Resultaten der durchschnittlichen Jodaufnahme im Uterus.

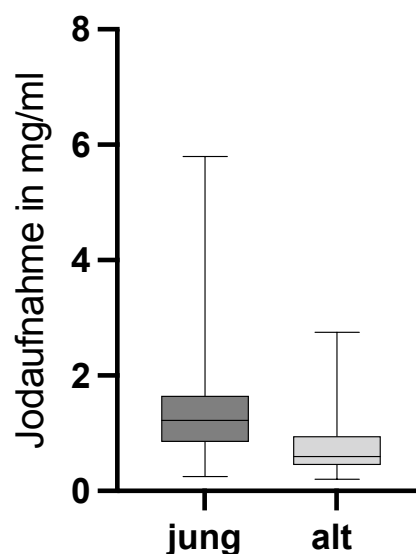


Abbildung 29: **Boxplot der absoluten Jodaufnahme des Uterus** in der Subgruppenanalyse jung vs. alt ($P < 0,05$), wobei ein Schwellenwert für das Alter von 56 Jahren gewählt wurde.

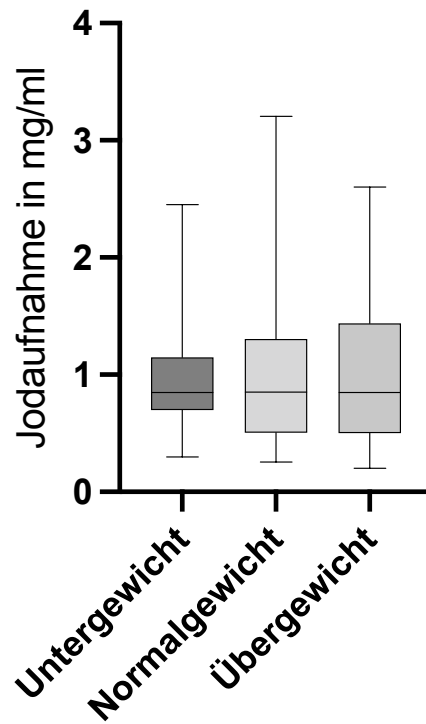


Abbildung 30: **Boxplot der absoluten Jodaufnahme des Uterus** in der Subgruppenanalyse des BMI, der in Unter-, Normal- und Übergewicht eingeteilt wurde.

4.8 Prostata

Insgesamt ergeben sich im Durchschnitt in der Prostata absolute Messwerte von $1,1 \pm 0,53$ mg/ml.

In der rechtsseitigen peripheren Zone können Werte von $0,81 \pm 0,48$ mg/ml bestimmt werden, in der Linksseitigen $0,83 \pm 0,48$ mg/ml.

In der rechtsseitigen Transitionalzone ergeben sich Werte von $1,32 \pm 0,62$ mg/ml, in der Linksseitigen von $1,32 \pm 0,55$ mg/ml.

Die Messergebnisse der Prostata zeigen, dass es mit zunehmendem Alter zu keiner signifikanten Differenz in der Jodaufnahme kommt. So ergeben Resultate der jungen Kohorte eine absolute Jodaufnahme von $1,14 \pm 0,4$ mg/ml und die Resultate der älteren Kohorte eine absolute Jodaufnahme von $1,04 \pm 0,37$ mg/ml mit einem $P > 0,05$.

Ebenfalls zeigt sich hier keine signifikante Differenz in der Jodaufnahme mit sich veränderndem BMI.

Messstellen der Prostata	Absolute Jodaufnahme in mg/ml
Periphere Zone rechts	$0,81 \pm 0,48$
Periphere Zone links	$0,83 \pm 0,48$
Transitionalzone rechts	$1,32 \pm 0,62$
Transitionalzone links	$1,32 \pm 0,55$

Tabelle 12: **Übersicht** zu den Resultaten der durchschnittlichen Jodaufnahme in der Prostata.

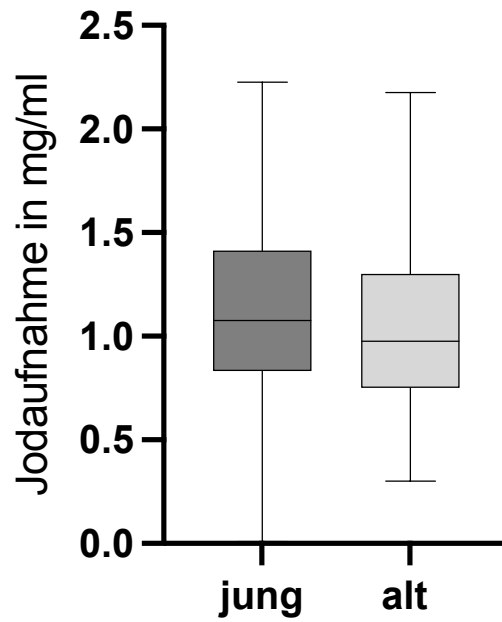


Abbildung 31: **Boxplot der absoluten Jodaufnahme der Prostata** in der Subgruppenanalyse jung vs. alt ($P > 0,05$).

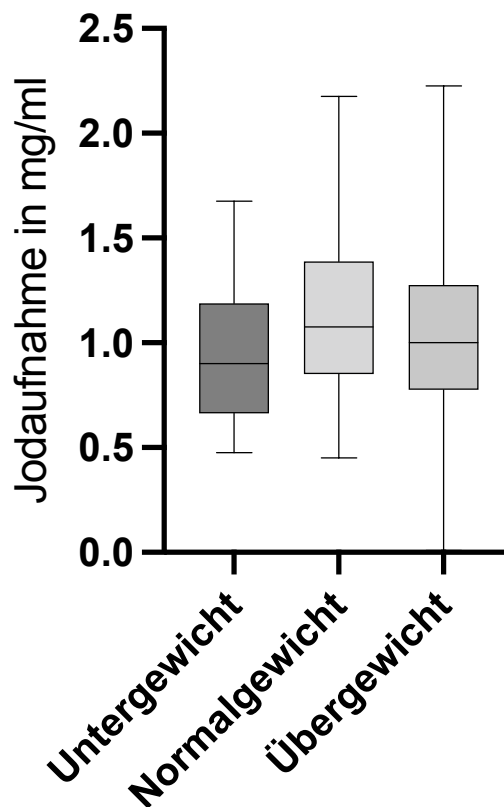


Abbildung 32: **Boxplot der absoluten Jodaufnahme der Prostata** in der Subgruppenanalyse des BMI, der in Unter-, Normal- und Übergewicht eingeteilt wurde.

4.9 Blasenwand

Die Messergebnisse in der Blasenwand belaufen sich auf $0,69 \pm 0,26$ mg/ml.

Bei weiblichen Testpersonen beläuft sich die absolute Jodaufnahme in der Blasenwand auf $0,73 \pm 0,28$ mg/ml. In der männlichen Studienkohorte ergibt sich eine absolute Jodaufnahme von $0,67 \pm 0,25$ mg/ml.

Die absolute Jodaufnahme der Blasenwand zeigt sich von demografischen Veränderungen unbeeinflusst und es kann keine signifikante Veränderung in der absoluten Jodaufnahme nachgewiesen werden.

Ebenfalls unbeeinflusst zeigt sich die absolute Jodaufnahme von Veränderungen im BMI. Hier kann kein signifikanter Unterschied in den jeweiligen Gruppen des BMI festgestellt werden.

Diese beträgt in der Kohorte Untergewicht $0,72 \pm 0,29$ mg/ml, in der Kohorte Normalgewicht $0,72 \pm 0,27$ mg/ml und in der Kohorte Übergewicht $0,69 \pm 0,26$ mg/ml.

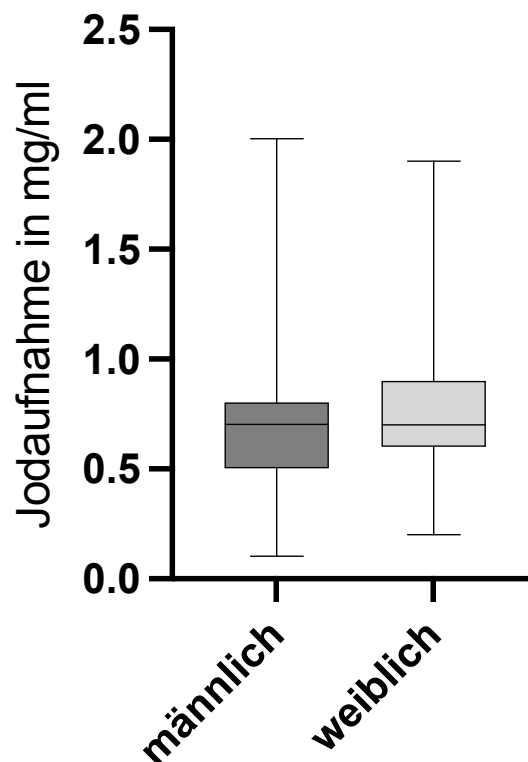


Abbildung 33: **Boxplot der Jodaufnahme der Blasenwand in der Subgruppenanalyse männlich vs. weiblich ($P \geq 0,01$).**

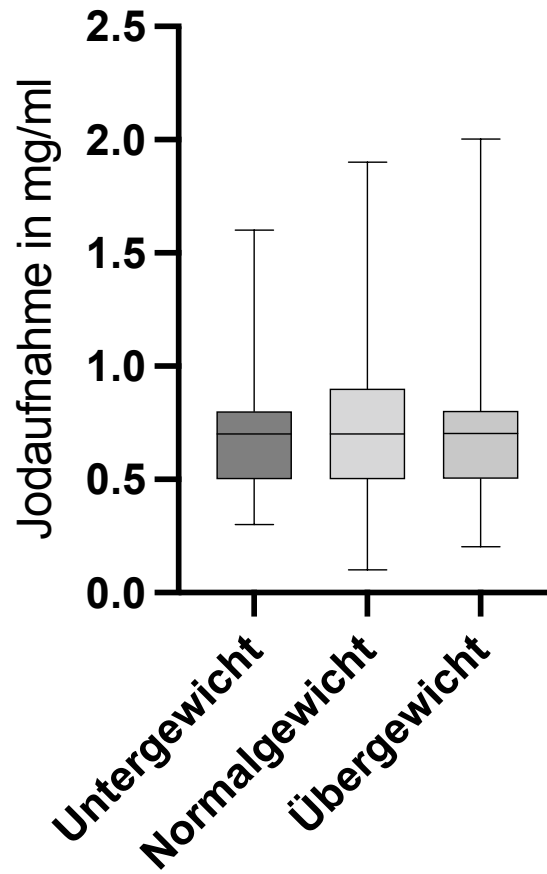


Abbildung 34: **Boxplot der absoluten Jodaufnahme der Blasenwand** in der Subgruppenanalyse des BMI, der in Unter-, Normal- und Übergewicht eingeteilt wurde.

Organ	Absolute Jodaufnahme in mg/ml
Leber	1,96 ± 0,59
Pankreas	2,07 ± 0,58
Milz	2,45 ± 0,66
Nebennieren	1,61 ± 0,43
Nieren	6,1 ± 1,32
Lymphknoten	0,71 ± 0,28
Uterus	1,01 ± 0,68
Prostata	1,1 ± 0,53
Blasenwand	0,69 ± 0,26

Tabelle 13: **Ergebnisübersicht** der absoluten Jodaufnahme für alle Datensätze.

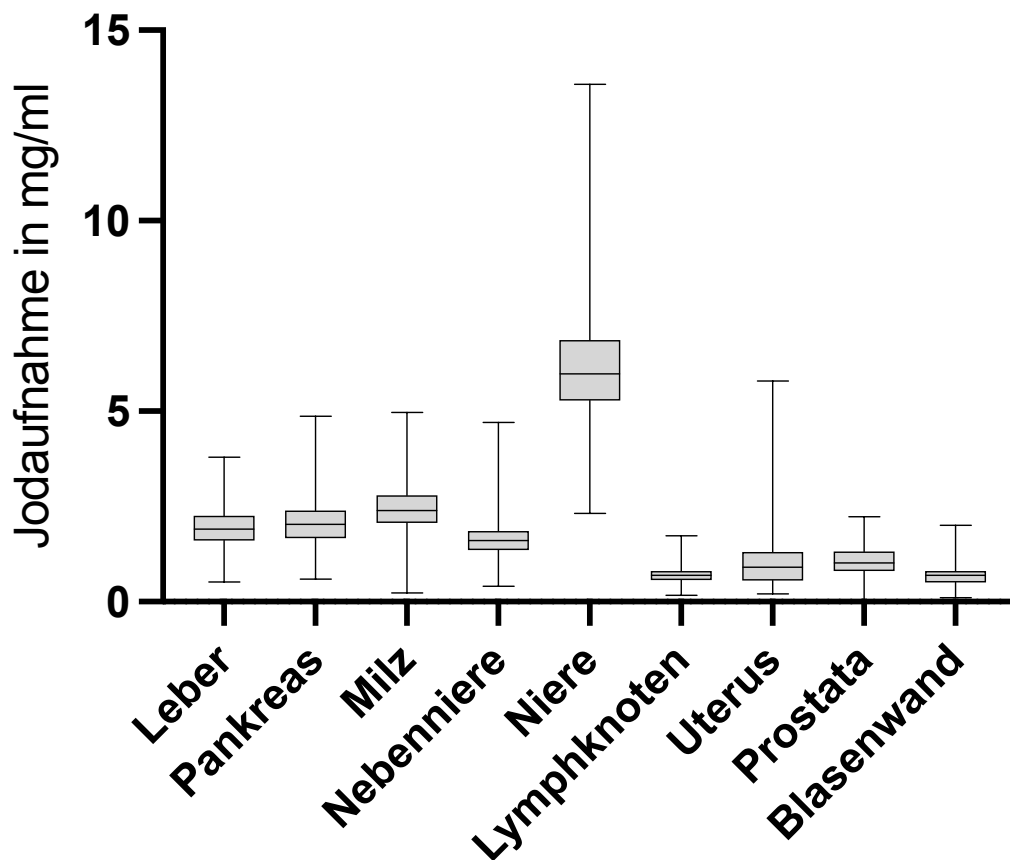


Abbildung 35: **Gesamtübersicht der Boxplots** für die absolute Jodaufnahme aller vermessenen abdominalen Organe in mg/ml.

Organ	Absolute Jodaufnahme Frauen in mg/ml	Absolute Jodaufnahme Männer in mg/ml	P-Wert
Leber (95 % CI)	2,12 ± 0,54	1,84 ± 0,43	<i>P</i> < 0,001*
Pankreas (95 % CI)	2,27 ± 0,54	1,91 ± 0,46	<i>P</i> < 0,001*
Milz (95 % CI)	2,7 ± 0,64	2,3 ± 0,51	<i>P</i> < 0,001*
Nebenniere (95 % CI)	1,72 ± 0,47	1,52 ± 0,39	<i>P</i> < 0,001*
Niere (95 % CI)	6,6 ± 1,31	5,65 ± 1,1	<i>P</i> < 0,001*
Lymphknoten (95 % CI)	0,72 ± 0,21	0,70 ± 0,18	<i>P</i> = 0,715
Blasenwand (95 % CI)	0,73 ± 0,28	0,67 ± 0,25	<i>P</i> = 0,06

Tabelle 14: Ergebnisübersicht Frauen vs. Männer.

* *P*-Werte < 0,05 wurden als statistisch signifikant angesehen

95 % CI = 95 % Konfidenzintervall

Organ	Absolute Jodaufnahme in mg/ml	Absolute Jodaufnahme alt in mg/ml	Schwellenwert des Alters in Jahren	P-Wert
Leber (95 % CI)	1,80 ± 0,45	2,04 ± 0,52	66	<i>P</i> = 0,025*
Pankreas (95 % CI)	1,87 ± 0,46	2,21 ± 0,52	69	<i>P</i> = 0,042*
Milz (95 % CI)	2,21 ± 0,46	2,64 ± 0,65	72	<i>P</i> = 0,043*
Nebennieren (95 % CI)	1,49 ± 0,38	1,63 ± 0,44	45**	<i>P</i> > 0,05
Nieren (95 % CI)	5,67 ± 0,96	6,14 ± 1,35	45**	<i>P</i> > 0,05
Lymphknoten (95 % CI)	0,69 ± 0,2	0,71 ± 0,19	45**	<i>P</i> > 0,05
Uterus (95 % CI)	1,31 ± 0,72	0,75 ± 0,46	56	<i>P</i> = 0,045*
Prostata (95 % CI)	1,14 ± 0,4	1,04 ± 0,37	45**	<i>P</i> > 0,05
Blasenwand (95 % CI)	0,69 ± 0,25	0,7 ± 0,27	45**	<i>P</i> > 0,05

Tabelle 15: Ergebnisübersicht Alter jung vs. alt.

* *P*-Werte < 0,05 wurden als statistisch signifikant angesehen

** Hier kann kein signifikanter Unterschied in der Jodaufnahme zwischen den Altersgruppen festgestellt werden und ein beispielhaftes Alter von 45 Jahren wurde zur besseren Veranschaulichung festgesetzt.

95 % CI = 95 % Konfidenzintervall

Organ	Absolute Jodaufnahme BMI \leq 18,4 kg/m ² in mg/ml (1)	Absolute Jodaufnahme BMI 18,5-24,9 kg/m ² in mg/ml (2)	Absolute Jodaufnahme BMI \geq 25 kg/m ² in mg/ml (3)	P-Wert
Leber (95 % CI)	2,32 \pm 0,54	2,13 \pm 0,53	1,84 \pm 0,45	$P < 0,05^*$
Pankreas (95 % CI)	2,54 \pm 0,67	2,22 \pm 0,52	1,95 \pm 0,48	$P < 0,05^*$
Milz (95 % CI)	2,85 \pm 0,66	2,56 \pm 0,64	2,32 \pm 0,55	$P < 0,05^*$
Nebenniere (95 % CI)	1,79 \pm 0,38	1,64 \pm 0,45	1,56 \pm 0,44	$P < 0,05^*$
Niere (95 % CI)	6,35 \pm 1,47	6,18 \pm 1,39	5,92 \pm 1,2	$P < 0,05^*$ für 2 vs. 3 $P > 0,05^*$ für 1 vs. 3 und 1 vs. 2
Lymphknoten (95 % CI)	0,79 \pm 0,28	0,72 \pm 0,2	0,7 \pm 0,19	$P > 0,05^*$
Uterus (95 % CI)	1 \pm 0,52	0,97 \pm 0,61	0,98 \pm 0,56	$P > 0,05^*$
Prostata (95 % CI)	0,96 \pm 0,36	1,14 \pm 0,42	1,05 \pm 0,37	$P > 0,05^*$
Blasenwand (95 % CI)	0,72 \pm 0,29	0,72 \pm 0,27	0,69 \pm 0,26	$P > 0,05^*$

Tabelle 16: **Ergebnisübersicht BMI Untergewicht vs. Normalgewicht vs. Übergewicht.**

* P-Werte $< 0,05$ wurden als statistisch signifikant angesehen

95 % CI = 95 % Konfidenzintervall

5. Diskussion

Ziel dieser Studie war es Normwerte der Jodaufnahme in morphologisch gesunden Becken- und Bauchorganen zu bestimmen. Es wurden Referenzwerte für gesunde parenchymatöse abdominelle Organe und Organe des Beckens definiert.

Bisher existieren keine Referenzwerte der statischen Durchblutung für die Jodaufnahme der Abdominal- und Beckenorgane in der Literatur in einer großen Studienpopulation.

Die Verbreitung von DSCT und die Anwendung von Jodkarten gewinnt an immer mehr Interesse und klinischer Anwendung.

Aus diesem Grund ist es wichtig Referenzwerte zu etablieren, um bei der Verwendung von Jodkarten noch gezielter zu Pathologien abgrenzen zu können und so frühzeitig Diagnosen stellen zu können.

5.1 Diskussion

5.1.1 Leber

Seit der Einführung der Dual-Source Bildgebung wurde diese verwendet, um Messwerte unterschiedlichster Pathologien zu bestimmen. Beispielsweise wurde sie benutzt, um in der Leber Metastasen von Zysten anhand der Kontrastmittelaufnahme zu unterscheiden. Hier wurde die invasive Diagnostik mittels einer Biopsie umgangen, um so nicht-invasiv den Unterschied darzustellen und festzuhalten.^{5,89}

In der von uns durchgeführten Studie zeigt sich, dass sich morphologisch gesundes Leberparenchym mit einer absoluten Jodaufnahme von $1,96 \pm 0,59$ mg/ml präsentiert.

Dies deckt sich mit Beobachtungen aus einer Studie von Kaltenbach et al., in der untersucht wurde ob neuroendokrinologische Tumormetastasen anhand der Jodaufnahme von hepatocellulären Karzinomen (HCC) in der Leber unterschieden werden können. Sie haben hierzu Referenzwerte zur Unterscheidung bestimmt. Die Jodaufnahme betrug während der arteriellen

Phase bei einem HCC $3,8 \pm 1,2$ mg/ml. Bei einer NET Metastase betrug sie $2,3 \pm 0,6$ mg/ml. Der Grenzwert von $2,9$ mg/ml wurde bestimmt, bei dem die Metastasen des NET Karzinoms von einem HCC unterschieden werden konnten. Messwerte darüber deuteten auf ein HCC hin, niedrigere Werte auf eine NET Metastase.⁵⁷

Hier zeigt sich, dass es durch die Neovaskularisation des Tumorgewebes zu einer höheren Einströmung von Blut, somit auch Kontrastmittel und Jod in das Leberparenchym kommt. Dadurch gibt es eine höhere Jodaufnahme als im morphologisch gesunden Leberparenchym.

Die Reproduzierbarkeit sowie Wiederholbarkeit und Präzision von Jodkarten wurde von der Forschungsgruppe um Große Hokamp et al. untersucht. Sie verglichen Aufnahmen von angefertigten Leberphantomen und Patientenaufnahmen, die sich wiederholt einer CT-Untersuchung des Abdomens unterzogen hatten. Sie kamen zu dem Entschluss, dass diese im Leber-Modell ausgezeichnet seien. In-vivo wurde insgesamt eine Abweichung von ca. 20 % festgestellt, die auf Größe und Gewicht der Patienten zurückgeführt werden kann. Die Untersuchungspopulation belief sich allerdings in dieser Studie auf 77 Patienten, wohingegen in unserer Studie insgesamt 599 Patienten untersucht wurden.⁹⁰

Jodaufnahmen wurden auch dafür verwendet, um Behandlungserfolge von Radioembolisationen von HCCs zu überwachen. So konnte eine gute Differenzierung von stabilen zu fortschreitenden Krankheitsverläufen stattfinden. Auch Dai et al. befassten sich mit dieser Thematik. Sie untersuchten inwiefern die Größe einer Läsion von Relevanz ist oder ob sie auch von ihrer Zusammensetzung abhängig ist, die nur mittels Jodaufnahme messbar ist. Beide Studien kamen zu dem Schluss, dass nicht nur die Größe, sondern auch die Komposition ausschlaggebend ist und somit die Messungen von Jodaufnahmen eine große Relevanz in den Nachuntersuchungen von Tumorpatienten haben.^{91,92}

Mit Hilfe unserer Studie kann ein Referenzwert von $1,96 \pm 0,59$ mg/ml erhoben werden, der das gesunde Lebergewebe definiert. So können Behandlungsverläufe observiert werden.

In der von uns durchgeführten Studie kann ebenfalls festgestellt werden, dass es zu signifikanten Unterschieden in der Jodaufnahme in Bezug auf das Geschlecht kam. Es zeigt sich, dass die Aufnahme bei Frauen größer ist als bei Männern. Sie liegt bei $2,12 \pm 0,54$ mg/ml vs. $1,84 \pm 0,43$ mg/ml. Dies wurde bisher in noch keiner relevanten Studie eruiert und sollte bei dieser signifikanten Differenz in zukünftigen Studien bezüglich Pathologien in der Leber auch beachtet werden. Große Hokamp et al. bestätigten, dass es zu Messschwankungen von bis zu 20 % kommen kann. Diese lassen sich auch auf die Art des Geschlechtes zurückführen.⁹⁰

Die Größe des Patienten kann zu diesem Unterschied beitragen, wie auch die Zusammensetzung des Körpers. Generell gesprochen haben Frauen einen höheren Körperfettanteil und eine kleinere Körpergröße, wodurch sich diese Differenz ebenfalls erklären lässt.^{93,94}

Weiter kann festgestellt werden, dass es in der Leber bei der jungen Referenzgruppe zu einer Jodaufnahme von $1,8 \pm 0,45$ mg/ml kommt, wohingegen sich die ältere Referenzgruppe mit einer Jodaufnahme von $2,04 \pm 0,52$ mg/ml präsentiert. Auch dies kann auf die Veränderung der Zusammensetzung des Körpers zurückgeführt werden. Mit zunehmendem Alter steigt in der Regel der Körperfettanteil und die Muskelmasse schwindet. Dies könnte ein Faktor sein. Ein weiterer Faktor kann sein, dass es zu einer zunehmenden Verfettung der Leber mit steigendem Alter kommt. Ebenfalls kann die Abnahme des Herzzeitvolumen ausschlaggebend sein, das im Alter generell abnimmt. Es kann zu einer unterschiedlichen Verteilung des Kontrastmittels führen.^{90,95-97}

Was gegen diese Theorie spricht, ist die Tatsache der Subgruppenanalyse des BMI. Sie besagt, dass es zu einer signifikanten Abnahme der absoluten Jodaufnahme mit steigendem BMI kommt.

Bezüglich dieser Subgruppenanalyse gab es bisher in der Vergangenheit keine Anwendung bei der Untersuchung von Pathologien. Hier könnte in Zukunft angeknüpft werden und auch dieser Parameter bei der Erhebung von Referenzwerten zu Pathologien hinzugezogen werden.

5.1.2 Pankreas

In unseren Messungen beläuft sich die absolute Jodaufnahme im gesunden Parenchym der Bauchspeicheldrüse auf $2,07 \pm 0,58$ mg/ml. Dies deckt sich mit den Ergebnissen, die Kawamoto et al. in ihrer Studie herausfanden. Sie beschäftigten sich mit der Thematik, inwieweit sich die Jodaufnahme von Adenokarzinomen nach einer Chemotherapie verändert. Bei Beginn der Therapie ergab die Messung der Jodaufnahme ein Ergebnis zwischen 1,1 – 2,7 mg/ml. Nach Abschluss der Chemotherapie kamen Messwerte von 0,9 – 2,3 mg/ml zustande. Der therapeutische Effekt der Chemotherapie ist schwierig an der Messung festzumachen, da der Unterschied der Jodaufnahme im Gewebe vor und nach einer Chemotherapie zu gering ist, um eine Signifikanz zu beurteilen.⁶⁰

Dennoch kann in der Zusammenschau mit der Studie von Martin et al. eine Korrelation zwischen der Jodaufnahme und der Intaktheit des Pankreasparenchyms gezogen werden. In dieser Studie wurden Werte bestimmt, mit denen zu einer akuten, beginnenden Pankreatitis abgegrenzt werden kann. Diese ergaben für ein erkranktes Bauchspeicheldrüsenparenchym Messungen von $1,8 \pm 0,3$ mg/ml und für morphologisch gesundes Gewebe Ergebnisse von $2,7 \pm 0,7$ mg/ml. Auch hier ergibt sich eine geringe Diskrepanz mit unseren Ergebnissen, die wie oben erwähnt, bei $2,06 \pm 0,57$ mg/ml liegen.

Es kann jedoch auch hier dieser geringe Unterschied der Ergebnisse auf das ausgewählte Patientenkollektiv zurückgeführt werden. Der Untersuchungspool der Referenzgruppe, bei denen die Messungen für das morphologisch gesunde Parenchym stattfanden, bestand bei Martin et al. lediglich aus 45 Patienten mit einem geringeren Alter als in unserer Studienkohorte. Dieses beträgt in der von uns durchgeführten Studie $58 \pm 16,6$ Jahre, bei Martin et al. betrug es $55 \pm 14,0$ Jahre.

Des Weiteren konnte Martin et al. eine optimale Schwelle zur Differenzierung einer akuten Pankreatitis stellen, die bei 2,1 mg/ml liegt. Dies geschieht mit einer Sensitivität von 96 % und einer Spezifität von 77 %. Geringere Konzentrationen weisen darauf hin, dass es sich um eine akute, beginnende Bauchspeicheldrüsenentzündung handeln kann.⁶²

Hier werden teilweise unsere Ergebnisse bestätigt, die bei $2,07 \pm 0,58$ mg/ml liegen. Auch diese Diskrepanz lässt sich durch die wesentlich größere Studienkohorte erklären.

Utrera et al. kamen in einer Studie zu ähnlichen Resultaten wie Martin et al. Es gab zwar dort ebenfalls eine Diskrepanz der Messwerte mit den absoluten Zahlen, die sich bei ihnen auf 2,5 mg/ml (vs. $1,8 \pm 0,3$ mg/ml bei Martin et al.) in erkranktem Parenchym belaufen und bei gesundem Parenchym eine Anreicherung von 3,65 mg/ml ($2,7 \pm 0,7$ mg/ml Martin et al.; $2,06 \pm 0,57$ mg/ml unsere Studie) aufwiesen. In Relation zeigt sich jedoch ein vergleichbares Resultat. Das erkrankte Parenchym nimmt weniger Jod auf als das morphologisch gesunde Gewebe.⁶³

In der zugrunde liegenden Studie konnte festgestellt werden, dass die Jodaufnahme bei Frauen höher ist als bei den männlichen Studienteilnehmern. Die Relevanz ist hier noch nicht erwiesen, allerdings kann es auch hier zu Messschwankungen bis zu 20 % kommen, die in Abhängigkeit mit der Größe und dem Gewicht stehen. Eine wichtige Rolle spielt der höhere Körperfettanteil von Frauen im Vergleich zu Männern, dies bestätigt ebenfalls die Studie von Große Hokamp et al.⁹⁰

Ebenfalls spiegeln sich hier die unterschiedlichen Herzzeitvolumina wider, die zu einer unterschiedlichen Kontrastmittelverteilung führen können. Dies liegt daran, dass es keine individuell angepassten Protokolle gibt, sondern lediglich standardisierte Exemplare verwendet werden. Das kann dazu führen, dass sich das Kontrastmittel zum standardisierten Aufnahmezeitpunkt unterschiedlich stark an den verschiedenen Lokalisationen anreichert.⁹⁵⁻⁹⁷

Im Vergleich zwischen der jungen und alten Studienkohorte ergibt sich bezüglich der Jodaufnahme im Pankreas eine Erhöhung der Jodaufnahme. Dies mag daran liegen, dass es im Laufe des Lebens zu einer graduellen Verfettung des Pankreas kommt und das mit Fett imbibierte Parenchym das einströmende Kontrastmittel besser aufnimmt als das Parenchym, das einen geringeren Fettanteil aufweist.

In Bezug auf den BMI zeigt sich eine signifikante Abnahme der absoluten Jodaufnahme mit steigendem BMI. Auch das kann auf die Unterscheidung der Körperkomposition zurückgeführt werden, wobei es bei Patienten mit einem höheren BMI in der Regel auch zu einer Zunahme des Körperfettanteils kommt

und zu einer Reduktion der Muskelmasse. Hier gab es in der Vergangenheit zwar Untersuchungen wie der BMI die Strahlendosis beeinflusst, es wurden jedoch bisher noch keine Daten analysiert wie sich die Jodaufnahme bei Pathologien unter Einbezug des BMI verhält. Hier können in Zukunft, unter Anbetracht der Signifikanz, noch weitere Untersuchungen und Analysen stattfinden.

5.1.3 Milz

Bisher existieren noch keine Daten in Bezug auf Pathologien der Milz als auch in Bezug auf Daten von morphologisch gesunden Organen.

Unsere Ergebnisse für die Messungen der Milz ergeben Resultate von $2,45 \pm 0,66$ mg/ml. Hier könnten in Zukunft noch Werte für verschiedene Pathologien erhoben werden, um zu diesen hin abgrenzen zu können.

Interessant wäre es zu untersuchen wie sich die Jodaufnahme bei unterschiedlichen Arten der Splenomegalie verändert, beispielsweise durch Leukämie oder Infektion. Es könnten anschließend in Verlaufskontrollen mittels der DECT-Untersuchung beobachtet werden, ob sich die jeweils erhobenen Messwerte dem Normwert wieder annähern.

In der Milz ergibt sich eine absolute Jodaufnahme bei Frauen von $2,7 \pm 0,64$ mg/ml und bei Männern von $2,3 \pm 0,51$ mg/ml, mit einer Signifikanz von $P < 0,001$, was einen signifikanten Unterschied in der Jodaufnahme repräsentiert.

Ebenfalls zu einer signifikanten Differenz kommt es in der Subgruppenanalyse zwischen alt und jung, wobei hier die absolute Jodaufnahme mit steigendem Alter zunimmt. In Bezug auf den BMI kommt es hier ebenfalls zu einer Abnahme der absoluten Jodaufnahme.

Diese Differenzen können ebenfalls mit den unterschiedlichen Körperfettanteilen und Herzzeitvolumina erklärt werden.^{95–98}

5.1.4 Nebennieren

In unseren Messresultaten beläuft sich die Jodkonzentration der Nebenniere auf $1,61 \pm 0,43$ mg/ml.

Eine andere Studie hat Dual-Source-CT-Aufnahmen genutzt, um mittels Jodaufnahme Adenome der Nebenniere von Metastasen zu unterscheiden. Die Ergebnisse zeigen, dass die Jodaufnahme von mit Metastasen befallenen Nebennieren wesentlich höher ist, als die Werte von Adenomen oder auch von normalem Nebennierenparenchym.

Für Metastasen betragen die Resultate $3,2 \pm 1,4$ mg/ml, für Adenome lagen sie bei $1,3 \pm 0,4$ mg/ml.

In der Kontrollgruppe dieser Studie ergaben Messwerte von der morphologisch gesunden Nebenniere eine Jodaufnahme von $1,7 \pm 0,6$ mg/ml. Dies deckt sich mit den von uns herausgefundenen Ergebnissen.⁷⁴

In der Subgruppenanalyse in Bezug auf das Geschlecht, zeigt sich eine erhöhte Jodaufnahme bei den weiblichen Testpersonen. Diese beträgt $1,72 \pm 0,47$ mg/ml. Bei den männlichen Probanden liegt diese bei $1,52 \pm 0,39$ mg/ml. Auch hier spiegeln sich die Messschwankungen von 20 % wider, die mit Größe, Gewicht und Körperfettanteil zusammen hängen.⁹⁰

In Bezug auf das Alter zeigt sich in der Subgruppenanalyse kein Unterschied zwischen der jungen und der alten Studienkohorte. Dies hängt ebenfalls damit zusammen, dass die Nebennieren im Verlauf des Alters keine größeren Umbauprozesse durchlaufen.

In der Subgruppenanalyse in Bezug auf den BMI zeigt sich mit einer Signifikanz von $P < 0,001$ eine Abnahme der absoluten Jodaufnahme mit steigendem BMI. Hier kommt es ebenfalls zu interindividuellen Messdifferenzen von bis zu 20 % und zu einer Zunahme des Fettanteils in den Nebennieren. Ebenfalls spielt hier die Körperzusammenstellung aus Fett und Muskeln eine Rolle. Da es bisher allerdings noch keine Untersuchungen zu Pathologien in Bezug auf den BMI gibt, sollten diese in Zukunft ebenfalls in Betracht gezogen werden, auch unter Anbetracht der Signifikanz der Veränderung der Jodaufnahme mit sich veränderndem BMI.

5.1.5 Nieren

Hier existieren bereits einige Studien, die die Quantifizierung der Jodaufnahme nutzten, um unterschiedliche Subtypen von Nierenzellkarzinomen zu unterscheiden.

Beim klarzelligen Nierenkarzinom beträgt die Jodaufnahme $4,79 \pm 1,38$ mg/ml, wohingegen sie sich beim Hochgradigen auf $4,59 \pm 1,53$ mg/ml beläuft.

Das papilläre Nierenkarzinom hat eine wesentlich geringere Aufnahme, die bei $2,09 \pm 1,4$ mg/ml liegt. Beim chromophoben Karzinom der Niere gab es Jodaufnahmen von $3,23 \pm 1,07$ mg/ml.⁷³

In dieser Studie wurde nicht mit einer Kontrollgruppe gearbeitet, jedoch belaufen sich unsere Messwerte bei einer morphologisch gesunden Niere auf $6,1 \pm 1,32$ mg/ml. Hier zeigt sich ein Unterschied zu den Messwerten der Nieren, die mit einem Karzinom befallen waren. Diese lagen alle unter dem von uns ermittelten Messwert.

Des Weiteren deckt sich dies mit den Resultaten von Zhao et al. die herausgefunden haben, dass niedriggradige Läsionen des klarzelligen Nierenkarzinoms eine höhere Jodaufnahme haben als höhergradige Läsionen.⁹⁸

Eine Erklärung hierfür könnte sein, dass das Kontrastmittel am Stärksten über die Niere ausgeschieden wird. Dies geschieht unmittelbar nach Kontrastmittelgabe.⁹⁹

Da das Tumorgewebe nicht die Aufgabe des Nierenparenchyms übernimmt, ist hier die Konzentration deutlich geringer als im morphologisch gesunden Nierengewebe.

Auch Hellbach et al. kam zu einem ähnlichen Ergebnis. Hier konnten Werte von $2,1 \pm 0,9$ mg/ml für metastasierte Nierenzellkarzinome differenziert werden.¹⁰⁰

In der Subgruppenanalyse kann festgestellt werden, dass die Jodaufnahme auch hier bei Frauen höher ist als bei Männern. Diese liegt bei der weiblichen Kohorte durchschnittlich bei $6,6 \pm 1,31$ mg/ml, bei der Männlichen liegt sie bei $5,65 \pm 1,1$ mg/ml. Dies kann sich ebenfalls durch die unterschiedlichen Herzzeitvolumina erklären lassen, die zu unterschiedlichen Verteilungen von Kontrastmittel bei der Verwendung von standardisierten Protokollen führen.⁹⁵⁻⁹⁷

In der Subgruppenanalyse jung vs. alt zeigen sich keine signifikanten Veränderungen der absoluten Jodaufnahme. Es kann hier jedoch zu Verfälschungen der Statistik und den Werten kommen, da es sich nicht um standardisierte Werte handelt, sondern um die absolute Jodaufnahme der Nieren.

Hinsichtlich des BMI ergibt sich eine Abnahme der absoluten Jodaufnahme mit zunehmendem BMI. Auch hier gab es bisher noch keine Analysen des BMI in Bezug auf Pathologien. Dieser sollte in Zukunft in der Subgruppenanalyse bei der Erhebung von Referenzwerten von nicht morphologisch gesunden Nierenparenchym, unter Anbetracht der Signifikanz, einbezogen werden.

5.1.6 Lymphknoten

Unsere Messungen der Jodaufnahme in den Lymphknoten ergeben ein Ergebnis von $0,71 \pm 0,28$ mg/ml.

In einer Studie von Martin et al. wurde untersucht, ob und inwieweit abdominelle maligne Lymphome von Lymphknotenmetastasen anhand der Jodaufnahme unterscheidet werden können.

So konnten hier Werte von $2,5 \pm 0,5$ mg/ml für maligne Lymphome differenziert werden. Für metastatische Lymphknoten wurden Werte von $1,7 \pm 0,4$ mg/ml herausgefunden. In dieser Kontrollgruppe wurden Werte von $2,4 \pm 0,8$ mg/dl gemessen und ein Wert von 2,0 mg/ml wurde als Diagnoseschwelle ermittelt, um Lymphome von metastatischen Lymphknoten zu unterscheiden.

Die Ergebnisse der Jodaufnahme der Kontrollgruppe differenzieren sich erheblich von den von uns ermittelten Ergebnissen. Dies könnte daran liegen, dass von Martin et al. nur abdominelle Lymphknoten vermessen worden sind. Eine weitere Möglichkeit für diesen erheblichen Unterschied könnte auch hier wieder die Größe der Studienpopulation sein, die bei der Lymphknotenstudie von Martin et al. bei 59 lag.⁶⁸

Für diese Art von Diagnostik ist das Positronen-Emissions-CT die Standardtechnik. Dies ist jedoch mit höheren Kosten verbunden und nicht flächendeckend verfügbar. Mit Hilfe der DSCT-Technik könnten Kosten gespart werden und für eine breitere Masse zugänglich gemacht werden.^{68,101}

Eine weitere Studie untersuchte das Verteilungsmuster der Jodaufnahme in Lymphknoten, die mit Metastasen befallen waren im Vergleich mit Gesunden. Hier ergab sich, dass es, bei morphologisch gesunden Lymphknoten, zu einem Verteilungsgradienten kommt. Er verläuft vom Kern zur Rinde.

Bei mit Metastasen befallenen Lymphknoten kommt es zu einer homogenen Verteilung des Kontrastmittels. Dies hat allerdings nicht direkt mit der messbaren Jodaufnahme zu tun, ist dennoch eine interessante Beobachtung.⁷⁰

In der Subgruppenanalyse alt vs. jung, männlich vs. weiblich sowie des BMI zeigt sich kein Unterschied in der Jodaufnahme. Dies kann damit zusammenhängen, dass es im Laufe des Lebens in morphologisch gesunden Lymphknoten zu keiner Veränderung der Gewebeszusammensetzung kommt und diese auch nicht von Differenzen im Körperbau oder den Herzzeitvolumina beeinflusst werden.

5.1.7 Uterus

Die Resultate in der zugrunde liegenden Studie zeigen eine absolute Jodaufnahme des Uterusgewebes von $1,01 \pm 0,68$ mg/ml.

Bisher gibt es nur eine Studie, die sich mit der Jodaufnahme des Uterus befasst hat. Hier wurde untersucht, inwieweit Erfolge bei einer Radiochemotherapie von Cervixkarzinomen mittels Jodaufnahme überwacht werden können.

Insgesamt nahm die Jodaufnahme im Verlauf der Therapie ab. Sie sank in der partiellen Remissionsgruppe von $0,49 \pm 0,08$ mg/ml auf $0,39 \pm 0,06$ mg/ml und in der stabilen Gruppe von $0,45 \pm 0,05$ mg/ml auf $0,43 \pm 0,03$ mg/ml. In Zusammenhang mit Größenabnahme und den Messergebnissen kann angenommen werden, dass sich so eine neue Möglichkeit ergibt den Behandlungserfolg mittels Radiochemotherapie zu überwachen.¹⁰²

In dieser Studie wurde auch nicht mit einer Kontrollgruppe gearbeitet, weswegen es keine Anhaltspunkte für morphologisch gesundes Uterusgewebe gibt. Dieses beläuft sich bei uns auf $1,07 \pm 0,74$ mg/ml.

Mit diesen von uns erhobenen Referenzwerten könnte das restliche Uterusgewebe in Kontroll-CT-Aufnahmen auf neue Herde des Cervix Karzinoms untersucht werden und in der Zukunft zusätzliche PAP-Abstriche umgangen und durch unkomplizierte ROI-Messungen ersetzt werden.

Für den Uterus ergeben sich bei älteren Frauen niedrigere Werte als in der jüngeren Studienpopulation. Dies kann auf die Hormonausschüttung und -rezeption des Organs zurückgeführt werden. Diese nimmt im Alter im Vergleich mit jüngeren Patientinnen ab und führt somit auch zu einer geringeren Größe und verminderten Durchblutung in diesem Organ.

In der Analyse der Jodaufnahme in Bezug auf den BMI zeigt sich keine signifikante Differenz ebendieser mit sich veränderndem BMI. Dies kann ein Hinweis sein, dass die Durchblutung des Uterus unbeeinflusst von Gewichtsveränderungen bleibt und sich auch nicht vom Körperbau oder den Herzzeitvolumina beeinflussen lässt.

5.1.8 Prostata

Für die Prostata gab es bisher noch keinerlei Daten über die Jodaufnahme in morphologisch gesunden, aber auch in pathologischen Organen.

In dieser Studie ergeben sich Werte bezüglich der Prostata von $1,11 \pm 0,53$ mg/ml. Hier könnten weitere Studien in Bezug auf gängige Erkrankungen wie beispielsweise das Prostatakarzinom oder die benigne Prostatahyperplasie interessant sein. Sie könnten herangezogen werden, um diese mit den erhobenen Referenzwerten für morphologisch gesunde Organe zu vergleichen und auch so den Behandlungserfolg zu observieren.

Beispielsweise wird die CT-Untersuchung verwendet, um die Einstufung des Tumors zu vollziehen. Hier könnte mittels DECT nicht nur die Größe der Läsionen untersucht und als Marker herangezogen werden, sondern auch die Zusammensetzung des Gewebes von Relevanz sein.

In der Subgruppenanalyse alt vs. jung kommt es hier zu keiner relevanten Differenz in der Jodaufnahme und die Kontrastmittelverteilung scheint von demografischen Veränderungen unbeeinflusst zu bleiben. Weiter zeigt sich ebenfalls keine signifikante Differenz in der absoluten Jodaufnahme bei sich veränderndem BMI.

5.1.9 Blasenwand

Ebenfalls wurden in der Blasenwand bisher weder Referenzwerte für morphologisch gesunde Organe noch für pathologische Organe erhoben.

Hier ergeben sich aus unserer Studie folgende Referenzwerte für morphologisch gesunde Organe: $0,69 \pm 0,26$ mg/ml.

Auch hier könnte in Zukunft auf Pathologien eingegangen werden, um diese Mittels einer unkomplizierten ROI-Messung in den DECT-Aufnahmen zu erkennen und um untersucherabhängige Fehler zu umgehen.

In Bezug auf das Alter, das Geschlecht und den BMI zeigt sich keine signifikante Differenz in der absoluten Jodaufnahme des Blasenwandgewebes. Dies kann daran liegen, dass die Blasenwand teilweise sehr dünn sein kann und es so zu inkohärenten Messwerten kommen kann, da nicht genügend Parenchym bei der ROI-Messung erfasst werden kann.

Hier können weitere Untersuchungen anknüpfen und eine höhere Anzahl an Messstellen in der Blasenwand festgelegt werden und so zu genaueren Resultaten führen.

5.2 Limitationen

Die vorliegende retrospektive Studie weist folgende Limitationen auf:

Alle Untersuchungen wurden an dem SOMATOM Force Dual-Source-CT-Gerät von Siemens durchgeführt und die Materialdekompositionsanalyse erfolgte mit dem dazugehörigen Programm syngo.via.

Bei der Verwendung von Dual-Source-Computertomographen anderer Gerätehersteller bei gleicher kV-Stufe kann es zu erheblichen Abweichungen von Messergebnissen kommen, weshalb diese Ergebnisse nicht unmittelbar auf andere Hersteller übertragen werden sollten. In Zukunft könnte ein Vergleich der unterschiedlichen Herstellertypen hinsichtlich der gleichen Fragestellung zu einer Behebung dieses Problems führen.

Eine weitere Limitation ist, dass unsere Ergebnisse abhängig von dem von uns applizierten Kontrastmittel und dem von uns verwendeten Scan-Protokoll sind.

Bei dieser Studie handelt es sich um eine retrospektive Arbeit bei der die Werte in bereits vorliegenden Aufnahmen gemessen wurden. Hier wären eine weitere prospektive Studie sinnvoll, um die aufgestellten Referenzwerte zu bestätigen.

Selbst in morphologisch gesunden Organen kann es interindividuelle Unterschiede geben, die durch die Blutversorgung durch die Arteria hepatica propria sowie der Pfortader erklärt werden können. In der von uns durchgeführten statistischen Auswertung wurden die absoluten Werte der Jodaufnahme verwendet. Hier kann angeknüpft werden und normalisierte Werte unter Einbezug der Vena Cava Inferior erhoben werden.

Manche Einschränkungen der Organfunktion können weder in Blutuntersuchungen festgehalten werden, noch auf CT-Aufnahmen entdeckt werden. Dies kann zu verfälschten Messwerten führen.

Hier müsste es zu einer Verbesserung und Individualisierung des Aufnahmeprotokolls mit variablen Injektionsverspätungen des Kontrastmittels kommen. Dies würde allerdings die große Varianz nicht sicher beheben. Fraglich

ist auch ob diese großen Messunterschiede von biologischen Faktoren abhängen.

Vor allem in der Subgruppenanalyse bezüglich des Geschlechts kann in unserer Studie noch keine große Relevanz festgestellt werden. Dies sollte in zukünftigen Untersuchungen, auch bezüglich Pathologien, berücksichtigt werden und noch genauer analysiert werden.

Trotz sorgfältigster Auswahl der Patientenkohorte ist ein weiterer einschränkender Faktor die Stichprobenverzerrung.

6. Zusammenfassung

6.1 Zusammenfassung auf Deutsch

Ziel

Obwohl es eine Fülle an Literatur zur Messung der Jodaufnahme mittels Dual-Energy-CT bei unterschiedlichen Pathologien gibt, wurden bisher noch keine zuverlässigen physiologischen Referenzwerte für diese Messtechnik bestimmt. Aus diesem Grund wurde die Jodaufnahme von morphologisch gesunden abdominalen Organen sowie Organen des Beckens in einer großen Studienkohorte untersucht.

Material und Methoden

Aufeinanderfolgende portalvenöse abdominale DECT-Aufnahmen wurden überprüft und morphologisch gesunde Untersuchungsunterlagen wurden eingeschlossen (n=599; weiß/asiatisch=574, durchschnittliches Alter=58 ± 16,6Jahre; 263w/ 336m). ROI-Messungen wurden in den folgenden anatomischen Regionen durchgeführt (Anzahl der ROIs): Leber (9), Pankreas (3), Milz (3), Nebenniere (2), Nieren (6), Prostata (4), Uterus (2), Blasenwand (1) und Lymphknoten (3).

Die Jodaufnahme wurde zwischen unterschiedlichen Organen verglichen und eine Subgruppenanalyse fand statt (jung vs alt/ männlich vs weiblich/niedriger BMI vs. hoher BMI).

Ergebnisse

Die gesamte Jodaufnahme war wie folgt (mg/ml): Leber=1,96 ± 0,59, Pankreas=2,07 ± 0,58, Milz=2,45 ± 0,66, Nebenniere=1,61 ± 0,43, Nieren=6,1 ± 1,32, Prostata=1,1 ± 0,53, Uterus=1,01 ± 0,68, Blasenwand=0,69 ± 0,26 und Lymphknoten=0,71 ± 0,28.

Bei Frauen kommt es zu einer höheren Jodaufnahme in der Leber (2,12 ± 0,54 vs 1,84 ± 0,43 mg/ml), Pankreas (2,27 ± 0,54 vs 1,91±0,46 mg/ml), Milz (2,7 ± 0,64 vs 2,3 ± 0,51 mg/ml), Nebenniere (1,72 ± 0,47 vs 1,52 ± 0,39 mg/ml) und Niere (6,6 ± 1,31 vs 5,65 ± 1,1 mg/ml) als bei Männern ($P < 0,001$). In älteren Patienten nimmt die Jodaufnahme in der Leber (1,80 ± 0,45 vs 2,04 ± 0,52

mg/ml), im Pankreas ($1,87 \pm 0,46$ vs. $2,21 \pm 0,52$ mg/ml) und der Milz ($2,21 \pm 0,46$ vs $2,64 \pm 0,65$ mg/ml) verglichen mit jüngeren Studienteilnehmern zu ($P \leq 0,040$). Einzig im Uterus präsentierten sich niedrigere Werte in älteren Frauen ($01,31 \pm 0,72$ vs $0,75 \pm 0,46$ mg/ml, $P < 0,001$).

Bei Patienten mit einem hohen BMI kommt es in der Leber ($2,32 \pm 0,54$ vs. $1,84 \pm 0,45$ mg/ml), im Pankreas ($2,54 \pm 0,67$ vs. $1,95 \pm 0,48$ mg/ml), in der Milz ($2,85 \pm 0,66$ vs. $2,32 \pm 0,55$ mg/ml) und in den Nebennieren ($1,79 \pm 0,38$ vs. $1,56 \pm 0,44$ mg/ml) zu einer signifikanten Abnahme der Jodaufnahme ($P < 0,001$).

Fazit

Die physiologische Jodaufnahme zeigt alters-, geschlechts- und BMI-abhängige Unterschiede für Leber, Pankreas und Milz. Pankreas und Nebennieren zeigen einen höheren Jod Durchfluss in Frauen. Während die Perfusion des Prostataparenchyms sich unverändert über die gesamte Altersspanne zeigt, nimmt die Jodaufnahme des Uterus bei Frauen im Laufe des Lebens ab. Lymphknoten als auch die Blase zeigen sich unbeeinflusst von demographischen Faktoren sowie von der Veränderung des BMI.

Klinische Relevanz

Wir definierten physiologische Referenzwerte für den statischen Durchfluss der abdominalen Organe wie angegeben mittels DECT-Jodaufnahme-Messungen in einer großen Studienkohorte und beschrieben die zusammenhängenden Unterschiede in Bezug auf Alter und Geschlecht. Dies soll die zuverlässige klinische Anwendung erleichtern und zu einer potentiellen Implementierung in zukünftige Richtlinien führen.

6.2 Abstract in English

Purpose

Despite a wealth of literature on dual-energy-CT(DECT) iodine uptake in various pathologies, physiologic reference values for this technique for confident clinical application have not been defined to date. Therefore, we investigated the iodine uptake of healthy abdominal and pelvic organs in a big data cohort.

Materials and Methods

Consecutive portal-venous abdominal DECTs were reviewed and unremarkable exams were included (n=599; white/asian=574; mean age=58 ± 16,6 Jahre years; 263f/336m). ROI-measurements were performed in the following anatomical regions (number of ROIs): liver(9), pancreas(3), spleen(3), adrenal glands(2), kidneys(6), prostate(4), uterus(2), urinary bladder wall(1) and lymph nodes (3). Iodine uptake was compared among different organs and subgroup analysis was performed (young vs old/male vs female).

Results

Overall mean iodine uptake values were as followed (mg/ml): liver=1.96 ± 0.59, pancreas=2.07 ± 0.58, spleen=2.45 ± 0.66, adrenal glands=1.61 ± 0.43, kidneys=6.1 ± 1.32, prostate=1.1 ± 0.53, uterus=1.01 ± 0.68, bladder=0.69 ± 0.26 and lymph nodes=0.71 ± 0.28.

Women showed higher iodine uptake for liver (2.12 ± 0.54 vs 1.84 ± 0.43 mg/ml), pancreas (2.27 ± 0.54 vs 1.91 ± 0.46 mg/ml), spleen (2.7 ± 0.64 vs 2.3 ± 0.51 mg/ml), adrenal glands (1.72 ± 0.47 vs 1.52 ± 0.39 mg/ml) and kidneys (6.6 ± 1.31 vs 5.65 ± 1.1 mg/ml) than men ($P < 0.001$). In older patients, absolute iodine uptake increased for liver (1.80 ± 0.45 vs 2.04 ± 0.52 mg/ml), pancreas (1.87 ± 0.46 vs. 2.21 ± 0.52 mg/ml) and spleen (2.21 ± 0.46 vs 2.64 ± 0.65 mg/ml) compared to younger subjects ($P \leq 0.040$). Only the uterus showed lower values in older women (1.31 ± 0.72 vs 0.75 ± 0.46 mg/ml, $P < 0.001$).

Patients with a high BMI the liver (2.32 ± 0.54 vs. 1.84 ± 0.45 mg/ml), pancreas (2.54 ± 0.67 vs. 1.95 ± 0.48 mg/ml), spleen (2.85 ± 0.66 vs. 2.32 ± 0.55 mg/ml) and adrenal glands (1.79 ± 0.38 vs. 1.56 ± 0.44 mg/ml) showed significant lower absolute iodine uptake than those with a lower BMI ($P < 0,001$).

Conclusion

Physiologic iodine uptake values show age-, gender- and BMI-related differences for the liver, pancreas and spleen. Pancreas and adrenal glands show higher iodine perfusion in women. While prostate parenchyma seems unaffected throughout lifetime, iodine supply of the uterus decreases in elderly women. Lymph nodes and bladder are unaffected by demographic influences as well as BMI differences.

Clinical Relevance/ Application

We defined physiologic reference values for static perfusion of abdominal organs, as indicated by DECT iodine uptake in a big data cohort and described the related differences regarding age and gender, in order to facilitate more reliable clinical application of this technique and ultimately, potential implementation in future guidelines.

7. Abkürzungsverzeichnis

BMI	Body-Mass-Index
CI	Konfidenzintervall
CT	Computertomographie
DSCT	Dual-Source-Computertomographie
HCC	Hepatozelluläres Karzinom
keV	Kiloelektronenvolt
kg	Kilogramm
kV	Kilovolt
m ²	Quadratmeter
mAs	Milliampersekunden
mg/ml	Milligramm pro Milliliter
ml	Milliliter
ml/s	Milliliter pro Sekunde
mm	Millimeter
MRT	Magnetresonanztomographie
NET	Neuroendokriner Tumor
PACS	Picture Archiving and Communication System / Bildablage- und Kommunikationssystem
PAP-Abstriche	Papanicolaou-Abstriche
RCC	renal cell carcinoma / Nierenzellkarzinom
ROI	Region of Interest / kreisförmige Untersuchungsregion
VNC	virtual non-contrast / virtuelle Nativphase
vs.	Versus

8. Abbildungsverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht der Hounsfield-Einheiten. Entnommen und modifiziert aus ¹⁷	10
Tabelle 2: Übersicht über die unterschiedlichen Fensterungen mit der zugehörigen Hounsfield-Breite. Entnommen und modifiziert aus ^{18,19}	11
Tabelle 3: Scaneinstellungen für die DECT-Untersuchung.	36
Tabelle 4: Anzahl der Messstellen für jedes Organ(-paar).	40
Tabelle 5: Durchschnittliche Jodaufnahme der Lebersegmente eins bis acht.	46
Tabelle 6: Übersicht zu den Resultaten der durchschnittlichen Jodaufnahme in den Messstellen im Pankreas.....	48
Tabelle 7: Übersicht zu den Resultaten der durchschnittlichen Jodaufnahme in der Milz.....	51
Tabelle 8: Übersicht zu den Resultaten der durchschnittlichen Jodaufnahme in der Nebenniere.....	53
Tabelle 9: Übersicht zu den Resultaten der durchschnittlichen absoluten Jodaufnahme in der Niere.....	56
Tabelle 10: Übersicht zu den Resultaten der durchschnittlichen Jodaufnahme in den Lymphknoten.....	59
Tabelle 11: Übersicht zu den Resultaten der durchschnittlichen Jodaufnahme im Uterus.....	61
Tabelle 12: Übersicht zu den Resultaten der durchschnittlichen Jodaufnahme in der Prostata.....	63
Tabelle 13: Ergebnisübersicht der absoluten Jodaufnahme für alle Datensätze.	67
Tabelle 14: Ergebnisübersicht Frauen vs. Männer.....	68
Tabelle 15: Ergebnisübersicht Alter jung vs. alt.....	69
Tabelle 16: Ergebnisübersicht BMI Untergewicht vs. Normalgewicht vs. Übergewicht.	70
Abbildung 1: Jodkarte einer axialen Schicht im Mittelbauch.	7
Abbildung 2: Ein typischer CT-Scanner. Entnommen und modifiziert aus ²⁵	12

Abbildung 3: Lungenarterienembolie mit segmentalen Perfusionsausfällen. Entnommen aus ⁶	21
Abbildung 4: Jodaufnahmen mit Messwerten verschiedener Tumoren. Entnommen aus ⁵⁷	23
Abbildung 5: Jodaufnahme bei akuter Pankreatitis. Entnommen aus ⁶²	26
Abbildung 6: Abbildung diverser kleiner Gichttophi in einer nachbearbeiteten dreidimensionalen CT-Aufnahme.....	31
Abbildung 7: Das SOMATOM Dual-Source von Siemens im Institut für Radiologie des Universitätsklinikums Frankfurt.....	34
Abbildung 8: Axiale Aufnahme des Abdomens einmal ohne Jodkarte und einmal mit Jodkarte.....	38
Abbildung 9: Abdomineller Querschnitt in der Transversalebene im Bereich des Abdomens mit beispielhaften Messstellen.	40
Abbildung 10 (A-D): Zusammenfassung über die Analyse der Jodaufnahme anhand von Screenshots aus dem syngo.via-Programm.....	43
Abbildung 11: Boxplot der Jodaufnahme der Leber in der Subgruppenanalyse männlich vs. weiblich ($P < 0,001$).....	46
Abbildung 12: Boxplot der Jodaufnahme der Leber in der Subgruppenanalyse jung vs. alt ($P < 0,05$), wobei der Schwellenwert hier bei einem Alter von 66 Jahren gewählt wurde.	47
Abbildung 13: Boxplot der absoluten Jodaufnahme der Leber in der Subgruppenanalyse des BMI, der in Untergewicht, Normalgewicht und Übergewicht eingeteilt wurde.	47
Abbildung 14: Boxplot der Jodaufnahme des Pankreas in der Subgruppenanalyse männlich vs. weiblich ($P < 0,001$).....	49
Abbildung 15: Boxplot der Jodaufnahme des Pankreas in der Subgruppenanalyse jung vs. alt ($P < 0,05$), wobei ein Schwellenwert für das Alter von 69 Jahren gewählt wurde.	49
Abbildung 16: Boxplot der absoluten Jodaufnahme des Pankreas in der Subgruppenanalyse des BMI, der in Unter-, Normal- und Übergewicht eingeteilt wurde.....	50
Abbildung 17: Boxplot der Jodaufnahme der Milz in der Subgruppenanalyse männlich vs. weiblich ($P < 0,001$).....	51

Abbildung 18: Boxplot der Jodaufnahme der Milz in der Subgruppenanalyse jung vs. alt ($P < 0,05$), wobei ein Schwellenwert für das Alter von 72 Jahren gewählt wurde.....	52
Abbildung 19: Boxplot der absoluten Jodaufnahme der Milz in der Subgruppenanalyse des BMI, der in Unter-, Normal- und Übergewicht eingeteilt wurde.....	52
Abbildung 20: Boxplot der Jodaufnahme der Nebennieren in der Subgruppenanalyse männlich vs. weiblich ($P < 0,001$).....	54
Abbildung 21: Boxplot der Jodaufnahme der Nebenniere in der Subgruppenanalyse jung vs. alt ($P > 0,05$).	54
Abbildung 22: Boxplot der absoluten Jodaufnahme der Nebenniere in der Subgruppenanalyse des BMI, der in Unter-, Normal- und Übergewicht eingeteilt wurde.....	55
Abbildung 23: Boxplot der Jodaufnahme der Nieren in der Subgruppenanalyse männlich vs. weiblich ($P < 0,001$).....	57
Abbildung 24: Boxplot der absoluten Jodaufnahme der Niere in der Subgruppenanalyse jung vs. alt ($P > 0,05$).	57
Abbildung 25: Boxplot der absoluten Jodaufnahme der Niere in der Subgruppenanalyse des BMI, der in Unter-, Normal- und Übergewicht eingeteilt wurde.....	58
Abbildung 26: Boxplot der Jodaufnahme der Lymphknoten in der Subgruppenanalyse männlich vs. weiblich ($P > 0,05$).....	59
Abbildung 27: Boxplot der absoluten Jodaufnahme der Lymphknoten in der Subgruppenanalyse jung vs. alt ($P > 0,05$).	60
Abbildung 28: Boxplot der absoluten Jodaufnahme der Lymphknoten in der Subgruppenanalyse des BMI, der in Unter-, Normal- und Übergewicht eingeteilt wurde.....	60
Abbildung 29: Boxplot der absoluten Jodaufnahme des Uterus in der Subgruppenanalyse jung vs. alt ($P < 0,05$), wobei ein Schwellenwert für das Alter von 56 Jahren gewählt wurde.	61
Abbildung 30: Boxplot der absoluten Jodaufnahme des Uterus in der Subgruppenanalyse des BMI, der in Unter-, Normal- und Übergewicht eingeteilt wurde.....	62

Abbildung 31: Boxplot der absoluten Jodaufnahme der Prostata in der Subgruppenanalyse jung vs. alt ($P > 0,05$).	64
Abbildung 32: Boxplot der absoluten Jodaufnahme der Prostata in der Subgruppenanalyse des BMI, der in Unter-, Normal- und Übergewicht eingeteilt wurde.....	64
Abbildung 33: Boxplot der Jodaufnahme der Blasenwand in der Subgruppenanalyse männlich vs. weiblich ($P \geq 0,01$)......	65
Abbildung 34: Boxplot der absoluten Jodaufnahme der Blasenwand in der Subgruppenanalyse des BMI, der in Unter-, Normal- und Übergewicht eingeteilt wurde.....	66
Abbildung 35: Gesamtübersicht der Boxplots für die absolute Jodaufnahme aller vermessenen abdominellen Organe in mg/ml.....	67

9. Literaturverzeichnis

1. Bundesamt für Strahlenschutz
<https://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medizin/diagnostik/roentgen/haeufigkeit-exposition.html> Accessed 13.10.2019.
2. Sedlmair MU. *Dual-Energy CT: physikalische Modelle und Anwendungen*. Shaker; 2010.
3. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. *BJR*. 1973;46(552):1016-1022. doi:10.1259/0007-1285-46-552-1016
4. Bolus DN. Dual-Energy Computed Tomographic Scanners: Principles, Comparisons, and Contrasts. *Journal of Computer Assisted Tomography*. 2013;37(6):944-947. doi:10.1097/RCT.0000000000000028
5. Graser A, Johnson TRC, Chandarana H, Macari M. Dual energy CT: preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen. *Eur Radiol*. 2009;19(1):13-23. doi:10.1007/s00330-008-1122-7
6. Große Hokamp N, Lennartz S, Maintz D. Grundlagen, Umsetzung und klinische Anwendung der Dual-Energy-CT. *Radiologie up2date*. 2018;18(04):303-315. doi:10.1055/a-0657-7090
7. Grajo JR, Patino M, Prochowski A, Sahani DV. Dual energy CT in practice: Basic principles and applications. Published online 2016:7.
8. Johnson T, Fink C, Schönberg SO, Reiser MF, eds. *Dual Energy CT in Clinical Practice*. Springer Berlin Heidelberg; 2011. doi:10.1007/978-3-642-01740-7
9. Saba L, Porcu M, Schmidt B, Flohr T. Dual Energy CT: Basic Principles. In: De Cecco CN, Laghi A, Schoepf UJ, Meinel FG, eds. *Dual Energy CT in Oncology*. Springer International Publishing; 2015:1-20. doi:10.1007/978-3-319-19563-6_1
10. Goo HW, Goo JM. Dual-Energy CT: New Horizon in Medical Imaging. *Korean J Radiol*. 2017;18(4):555. doi:10.3348/kjr.2017.18.4.555
11. Goldman, LW. Principles of CT and CT technology. *Journal of Nuclear Medicine Technology*. 2007;35(3). doi:10.2967/jnmt.107.042978
12. Goldman LW. Principles of CT: Multislice CT. *Journal of Nuclear Medicine*

Technology. 2008;36(2):57-68. doi:10.2967/jnm.107.044826

13. Reiser M, Alkadhi H, eds. *Multislice CT*. 3., rev. ed. Springer; 2009.
14. Alvarez RE, Macovski A. Energy-selective reconstructions in X-ray computerised tomography. *Phys Med Biol*. 1976;21(5):733-744. doi:10.1088/0031-9155/21/5/002
15. Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P, Scheffel H. *Wie funktioniert CT?* Springer Berlin Heidelberg; 2011. doi:10.1007/978-3-642-17803-0
16. Lengsfeld M, Schmitt J, Alter P, Kaminsky J, Leppek R. Comparison of geometry-based and CT voxel-based finite element modelling and experimental validation. *Medical Engineering & Physics*. 1998;20(7):515-522. doi:10.1016/S1350-4533(98)00054-X
17. Kalender WA. *Computertomographie: Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen*. Publicis MCD Verl; 2000.
18. Van Dessel J, Nicolielo LFP, Huang Y, et al. Accuracy and reliability of different cone beam computed tomography (CBCT) devices for structural analysis of alveolar bone in comparison with multislice CT and micro-CT. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10(1):95-105.
19. Pauwels R, Nackaerts O, Bellaiche N, et al. Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations. *Br J Radiol*. 2013;86(1021):20120135. doi:10.1259/bjr.20120135
20. Pelberg - 2015 - Basic Principles in Computed Tomography (CT).pdf.
21. Fadgyas, Stefanie Maria. Vergleich der Emissionscomputertomographie (ECT): Gefilterte Rückprojektion versus dreidimensional iterativen Algorithmus. Published online May 31, 2000. Accessed September 1, 2021. <http://geb.uni-giessen.de/geb/volltexte/2000/293/pdf/d000095.pdf>
22. Geyer LL, Schoepf UJ, Meinel FG, et al. State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. *Radiology*. 2015;276(2):339-357. doi:10.1148/radiol.2015132766
23. PD Dr. med. Dr. rer. biol. hum Dipl.-Informatiker univ. Stefan Alexander Wirth. Update: Iterative Rekonstruktion. Published online January 11, 2021. Accessed September 1, 2021. <https://healthcare-in-europe.com/de/news/update-iterative-rekonstruktion.html>
24. Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Physica Medica*. 2012;28(2):94-108. doi:10.1016/j.ejmp.2012.01.003

25. Pelberg R. Basic Principles in Computed Tomography (CT). In: *Cardiac CT Angiography Manual*. Springer London; 2015:19-58. doi:10.1007/978-1-4471-6690-0_2
26. Vandenbroucke F, Van Hedent S, Van Gompel G, et al. Dual-energy CT after radiofrequency ablation of liver, kidney, and lung lesions: a review of features. *Insights Imaging*. 2015;6(3):363-379. doi:10.1007/s13244-015-0408-y
27. Johnson TRC. Dual-Energy CT: General Principles. *American Journal of Roentgenology*. 2012;199(5_supplement):S3-S8. doi:10.2214/AJR.12.9116
28. Marcon, Julian. Die Rolle der Dual-Energy Computertomographie in der Subtypisierung und Graduierung des Nierenzellkarzinoms - Korrelation mit der mikrovaskulären Dichte in histopathologischen Präparaten. Published online December 14, 2017. Accessed December 9, 2020. https://edoc.ub.uni-muenchen.de/21577/1/Marcon_Julian.pdf
29. Megibow AJ, Kambadakone A, Ananthakrishnan L. Dual-Energy Computed Tomography. *Radiologic Clinics of North America*. 2018;56(4):507-520. doi:10.1016/j.rcl.2018.03.001
30. Lohöfer DrF. Dual-Layer Spektral-CT: Bessere Therapieplanung beim Bauchspeicheldrüsenkrebs. Published online May 16, 2017. Accessed September 17, 2021. <https://www.drg.de/de-DE/3449/dual-layer-spektral-ct-bessere-therapieplanung-beim-bauchspeicheldruesenkrebs/>
31. Kühl H, Altenbernd J. CT - Medizinische Vorteile der Dualsource-Technik. *Fortschr Röntgenstr.* 2013;185(S 01):s-0033-1346570. doi:10.1055/s-0033-1346570
32. Geyer, Lucas Leander. Aktuelle Entwicklungen und Herausforderungen der Computertomographie auf den Gebieten der Notfall- und kardiovaskulären Bildgebung. Published online 2018. Accessed December 9, 2020. https://edoc.ub.uni-muenchen.de/23354/1/Geyer_Lucas.pdf
33. McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology*. 2015;276(3):637-653. doi:10.1148/radiol.2015142631
34. Leschka S, Stolzmann P, Schmid FT, Scheffel H, Stinn B, Marincek B. Low kilovoltage cardiac dual-source CT: attenuation, noise and radiation dose. *European Radiology*. 2008;18:1809-1817. doi:10.1007/s00330-008-0966-1
35. Riekert, Elisa Margaretha. Evaluation und Optimierung der

monoenergetischen Nachbearbeitung in der Dual Energy Ganzkörper-Computertomographie. Published online February 25, 2021. Accessed September 1, 2021. https://bibliographie.uni-tuebingen.de/xmlui/bitstream/handle/10900/113486/Dissertation_Elisa%20Riekert.pdf?sequence=1

36. Yu L, Leng S, McCollough CH. Dual-energy CT-based monochromatic imaging. *AJR Am J Roentgenol.* 2012;199(5 Suppl):S9-S15. doi:10.2214/AJR.12.9121

37. Wichmann JL, Nöske EM, Kraft J, et al. Virtual Monoenergetic Dual-Energy Computed Tomography: Optimization of Kiloelectron Volt Settings in Head and Neck Cancer. *Investigative Radiology.* 2014;49(11):735-741. doi:10.1097/RLI.0000000000000077

38. D'Angelo T, Cicero G, Mazziotti S, et al. Dual energy computed tomography virtual monoenergetic imaging: technique and clinical applications. *BJR.* Published online April 9, 2019:20180546. doi:10.1259/bjr.20180546

39. Yu L, Christner JA, Leng S, Wang J, Fletcher JG, McCollough CH. Virtual monochromatic imaging in dual-source dual-energy CT: Radiation dose and image quality: Monochromatic imaging in dual-source dual-energy CT. *Med Phys.* 2011;38(12):6371-6379. doi:10.1118/1.3658568

40. Goodsitt MM, Christodoulou EG, Larson SC. Accuracies of the synthesized monochromatic CT numbers and effective atomic numbers obtained with a rapid kVp switching dual energy CT scanner: Accuracies of DECT monochromatic CT numbers and Zeff. *Med Phys.* 2011;38(4):2222-2232. doi:10.1118/1.3567509

41. Patino M, Prochowski A, Agrawal MD, et al. Material Separation Using Dual-Energy CT: Current and Emerging Applications. *RadioGraphics.* 2016;36(4):1087-1105. doi:10.1148/rg.2016150220

42. Graser A, Johnson TRC, Hecht EM, et al. Dual-Energy CT in Patients Suspected of Having Renal Masses: Can Virtual Nonenhanced Images Replace True Nonenhanced Images? *Radiology.* 2009;252(2):433-440. doi:10.1148/radiol.2522080557

43. Mendonca PRS, Lamb P, Sahani DV. A Flexible Method for Multi-Material Decomposition of Dual-Energy CT Images. *IEEE Trans Med Imaging.* 2014;33(1):99-116. doi:10.1109/TMI.2013.2281719

44. Lamb P, Sahani DV, Fuentes-Orrego JM, Patino M, Ghosh A, Mendonca PRS. Stratification of Patients With Liver Fibrosis Using Dual-Energy CT. *IEEE Trans Med Imaging*. 2015;34(3):807-815. doi:10.1109/TMI.2014.2353044
45. Jiang XY, Zhang SH, Xie QZ, et al. Evaluation of Virtual Noncontrast Images Obtained from Dual-Energy CTA for Diagnosing Subarachnoid Hemorrhage. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2015;36(5):855-860. doi:10.3174/ajnr.A4223
46. Chae EJ, Song JW, Seo JB, Krauss B, Jang YM, Song KS. Clinical Utility of Dual-Energy CT in the Evaluation of Solitary Pulmonary Nodules: Initial Experience. *Radiology*. 2008;249(2):671-681. doi:10.1148/radiol.2492071956
47. Mileto A, Mazziotti S, Gaeta M, et al. Pancreatic dual-source dual-energy CT: Is it time to discard unenhanced imaging? *Clinical Radiology*. 2012;67(4):334-339. doi:10.1016/j.crad.2011.09.004
48. Fulwadhva UP, Wortman JR, Sodickson AD. Use of Dual-Energy CT and Iodine Maps in Evaluation of Bowel Disease. *RadioGraphics*. 2016;36(2):393-406. doi:10.1148/rg.2016150151
49. Omoumi P, Becce F, Racine D, Ott JG, Andreisek G, Verdun FR. Dual-Energy CT: Basic Principles, Technical Approaches, and Applications in Musculoskeletal Imaging (Part 1). *Seminars in Musculoskeletal Radiology*. 2015;5:431-437. doi:10.1055/s-0035-1569253
50. Fornaro J, Leschka S, Hibbeln D, et al. Dual- and multi-energy CT: approach to functional imaging. *Insights Imaging*. 2011;2(2):149-159. doi:10.1007/s13244-010-0057-0
51. Schindera ST, Nelson RC, Mukundan S, et al. Hypervascular liver tumors: low tube voltage, high tube current multi-detector row CT for enhanced detection-phantom study. *Radiology*. 2008;246(1):125-132. doi:10.1148/radiol.2461070307
52. Albrecht MH, Bickford MW, Nance JW, et al. State-of-the-Art Pulmonary CT Angiography for Acute Pulmonary Embolism. *American Journal of Roentgenology*. 2017;208(3):495-504. doi:10.2214/AJR.16.17202
53. Leithner D, Wichmann JL, Vogl TJ, et al. Virtual Monoenergetic Imaging and Iodine Perfusion Maps Improve Diagnostic Accuracy of Dual-Energy Computed Tomography Pulmonary Angiography With Suboptimal Contrast Attenuation: *Investigative Radiology*. 2017;52(11):659-665.

doi:10.1097/RLI.0000000000000387

54. Weidman EK, Plodkowski AJ, Halpenny DF, et al. Dual-Energy CT Angiography for Detection of Pulmonary Emboli: Incremental Benefit of Iodine Maps. *Radiology*. 2018;289(2):546-553. doi:10.1148/radiol.2018180594
55. Kopp AF, Heuschmid M, Claussen CD. Multidetector helical CT of the liver for tumor detection and characterization. *Eur Radiol*. 2002;12(4):745-752. doi:10.1007/s00330-001-1177-1
56. Johnson TRC, Krauß B, Sedlmair M, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol*. 2007;17(6):1510-1517. doi:10.1007/s00330-006-0517-6
57. Kaltenbach B, Wichmann JL, Pfeifer S, et al. Iodine quantification to distinguish hepatic neuroendocrine tumor metastasis from hepatocellular carcinoma at dual-source dual-energy liver CT. *European Journal of Radiology*. 2018;105:20-24. doi:10.1016/j.ejrad.2018.05.019
58. Goldstein D, Carroll S, Apte M, Keogh G. Modern management of pancreatic carcinoma: Modern management of pancreatic carcinoma. *Internal Medicine Journal*. 2004;34(8):475-481. doi:10.1111/j.1444-0903.2004.00658.x
59. Grenacher L, Klauß M. Computertomographie bei Pankreastumoren. *Radiologe*. 2009;49(2):107-123. doi:10.1007/s00117-008-1755-1
60. Kawamoto S, Fuld MatthewK, Laheru D, Huang P, Fishman EK. Assessment of iodine uptake by pancreatic cancer following chemotherapy using dual-energy CT. *Abdom Radiol*. 2018;43(2):445-456. doi:10.1007/s00261-017-1338-6
61. Götzinger P. Management der akuten Pankreatitis. *J GASTROENTEROL HEPATOL ERKR*. 2010;8:14-18.
62. Martin SS, Trapp F, Wichmann JL, et al. Dual-energy CT in early acute pancreatitis: improved detection using iodine quantification. *Eur Radiol*. 2019;29(5):2226-2232. doi:10.1007/s00330-018-5844-x
63. Utrera E. Differences in iodine density values using dual energy CT in patients with acute pancreatitis compared to patients with healthy pancreas. Published online 2017:470 words. doi:10.1594/ECR2017/C-0806
64. Alhajeri A, Erwin S. Acute pancreatitis: value and impact of CT severity index. *Abdom Imaging*. 2008;33(1):18-20. doi:10.1007/s00261-007-9315-0
65. Marin D, Nelson RC, Schindera ST, et al. Low-Tube-Voltage, High-Tube-

- Current Multidetector Abdominal CT: Improved Image Quality and Decreased Radiation Dose with Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Algorithm—Initial Clinical Experience. *Radiology*. 2010;254(1):145-153. doi:10.1148/radiol.09090094
66. Dorfman RE, Alpern MB, Gross BH, Sandler MA. Upper abdominal lymph nodes: criteria for normal size determined with CT. *Radiology*. 1991;180(2):319-322. doi:10.1148/radiology.180.2.2068292
67. Cheson BD, Pfistner B, Juweid ME, et al. Revised Response Criteria for Malignant Lymphoma. *JCO*. 2007;25(5):579-586. doi:10.1200/JCO.2006.09.2403
68. Martin SS, Czwikla R, Wichmann JL, et al. Dual-energy CT-based iodine quantification to differentiate abdominal malignant lymphoma from lymph node metastasis. *European Journal of Radiology*. 2018;105:255-260. doi:10.1016/j.ejrad.2018.06.017
69. Mileto A, Allen BC, Pietryga JA, et al. Characterization of Incidental Renal Mass With Dual-Energy CT: Diagnostic Accuracy of Effective Atomic Number Maps for Discriminating Nonenhancing Cysts From Enhancing Masses. *American Journal of Roentgenology*. 2017;209(4):W221-W230. doi:10.2214/AJR.16.17325
70. Rizzo S, Radice D, Femia M, et al. Metastatic and non-metastatic lymph nodes: quantification and different distribution of iodine uptake assessed by dual-energy CT. *Eur Radiol*. 2018;28(2):760-769. doi:10.1007/s00330-017-5015-5
71. Birnbaum BA, Hindman N, Lee J, Babb JS. Renal Cyst Pseudoenhancement: Influence of Multidetector CT Reconstruction Algorithm and Scanner Type in Phantom Model. *Radiology*. 2007;244(3):767-775. doi:10.1148/radiol.2443061537
72. Bosniak MA, Rofsky NM. Problems in the detection and characterization of small renal masses. *Radiology*. 1996;198(3):638-641. doi:10.1148/radiology.198.3.8628846
73. Mileto A, Marin D, Alfaro-Cordoba M, et al. Iodine Quantification to Distinguish Clear Cell from Papillary Renal Cell Carcinoma at Dual-Energy Multidetector CT: A Multireader Diagnostic Performance Study. *Radiology*. 2014;273(3):813-820. doi:10.1148/radiol.14140171
74. Martin SS, Weidinger S, Czwikla R, et al. Iodine and Fat Quantification for

- Differentiation of Adrenal Gland Adenomas From Metastases Using Third-Generation Dual-Source Dual-Energy Computed Tomography: *Investigative Radiology*. 2018;53(3):173-178. doi:10.1097/RLI.0000000000000425
75. Chou H, Chin TY, Peh WCG. Dual-energy CT in gout - A review of current concepts and applications. *J Med Radiat Sci*. 2017;64(1):41-51. doi:10.1002/jmrs.223
76. Qu M, Ramirez-Giraldo JC, Leng S, Williams JC, Vrtiska TJ. 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;196:1279-1287. doi:10.2214/AJR.10.5041
77. Boll DT, Patil NA, Paulson EK, et al. Renal stone assessment with dual-energy multidetector CT and advanced postprocessing techniques: improved characterization of renal stone composition--pilot study. *Radiology*. 2009;250(3):813-820. doi:10.1148/radiol.2503080545
78. Große Hokamp N, Salem J, Hesse A, et al. Low-Dose Characterization of Kidney Stones Using Spectral Detector Computed Tomography: An Ex Vivo Study. *Invest Radiol*. 2018;53(8):457-462. doi:10.1097/RLI.0000000000000468
79. Khan SR, Pearle MS, Robertson WG, et al. Kidney stones. *Nat Rev Dis Primers*. 2016;2:16008. doi:10.1038/nrdp.2016.8
80. Kaza RK, Ananthakrishnan L, Kambadakone A, Platt JF. Update of Dual-Energy CT Applications in the Genitourinary Tract. *American Journal of Roentgenology*. 2017;208(6):1185-1192. doi:10.2214/AJR.16.17742
81. Reddy T, McLaughlin PD, Mallinson PI, et al. Detection of occult, undisplaced hip fractures with a dual-energy CT algorithm targeted to detection of bone marrow edema. *Emerg Radiol*. 2015;22(1):25-29. doi:10.1007/s10140-014-1249-6
82. Bierry G, Venkatasamy A, Kremer S, Dosch JC, Dietemann JL. Dual-energy CT in vertebral compression fractures: performance of visual and quantitative analysis for bone marrow edema demonstration with comparison to MRI. *Skeletal Radiol*. 2014;43(4):485-492. doi:10.1007/s00256-013-1812-3
83. Henzler T, Fink C, Schoenberg SO, Schoepf UJ. Dual-Energy CT: Radiation Dose Aspects. *American Journal of Roentgenology*. 2012;199(5_supplement):S16-S25. doi:10.2214/AJR.12.9210

84. Kerl JM, Bauer RW, Maurer TB, et al. Dose levels at coronary CT angiography—a comparison of Dual Energy-, Dual Source- and 16-slice CT. *Eur Radiol.* 2011;21(3):530-537. doi:10.1007/s00330-010-1954-9
85. Schenzle JC, Sommer WH, Neumaier K, et al. Dual Energy CT of the Chest: How About the Dose? *Investigative Radiology.* 2010;45(6):347-353. doi:10.1097/RLI.0b013e3181df901d
86. Zhang LJ, Peng J, Wu SY, et al. Liver virtual non-enhanced CT with dual-source, dual-energy CT: a preliminary study. *Eur Radiol.* 2010;20(9):2257-2264. doi:10.1007/s00330-010-1778-7
87. De Cecco CN, Buffa V, Fedeli S, et al. Dual energy CT (DECT) of the liver: conventional versus virtual unenhanced images. *Eur Radiol.* 2010;20(12):2870-2875. doi:10.1007/s00330-010-1874-8
88. Graser A, Johnson TRC, Chandarana H, Macari M. Dual energy CT: preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen. *Eur Radiol.* 2009;19(1):13-23. doi:10.1007/s00330-008-1122-7
89. Ma Alm, H H, L B, Sh B. Dual Energy CT - A diagnostic boon. *Radiol Diagn Imaging.* 2018;2(2). doi:10.15761/RDI.1000125
90. Große Hokamp N, Abdullayev N, Persigehl T, et al. Precision and reliability of liver iodine quantification from spectral detector CT: evidence from phantom and patient data. *Eur Radiol.* 2019;29(4):2098-2106. doi:10.1007/s00330-018-5744-0
91. Altenbernd J, Wetter A, Forsting M, Umutlu L. Treatment response after radioembolisation in patients with hepatocellular carcinoma—An evaluation with dual energy computed-tomography. *European Journal of Radiology Open.* 2016;3:230-235. doi:10.1016/j.ejro.2016.08.002
92. Dai X, Schlemmer HP, Schmidt B, et al. Quantitative therapy response assessment by volumetric iodine-uptake measurement: Initial experience in patients with advanced hepatocellular carcinoma treated with sorafenib. *European Journal of Radiology.* 2013;82(2):327-334. doi:10.1016/j.ejrad.2012.11.013
93. Pelgrim GJ, van Hamersvelt RW, Willeminck MJ, et al. Accuracy of iodine quantification using dual energy CT in latest generation dual source and dual layer CT. *Eur Radiol.* 2017;27(9):3904-3912. doi:10.1007/s00330-017-4752-9
94. Sellerer T, Noël PB, Patino M, et al. Dual-energy CT: a phantom

comparison of different platforms for abdominal imaging. *Eur Radiol.* 2018;28(7):2745-2755. doi:10.1007/s00330-017-5238-5

95. Stiller W, Skornitzke S, Fritz F, et al. Correlation of Quantitative Dual-Energy Computed Tomography Iodine Maps and Abdominal Computed Tomography Perfusion Measurements: Are Single-Acquisition Dual-Energy Computed Tomography Iodine Maps More Than a Reduced-Dose Surrogate of Conventional Computed Tomography Perfusion? *Investigative Radiology.* 2015;50(10):703-708. doi:10.1097/RLI.000000000000176

96. Skornitzke S, Fritz F, Mayer P, et al. Dual-energy CT iodine maps as an alternative quantitative imaging biomarker to abdominal CT perfusion: determination of appropriate trigger delays for acquisition using bolus tracking. *BJR.* Published online March 7, 2018:20170351. doi:10.1259/bjr.20170351

97. Gordic S, Puipe GD, Krauss B, et al. Correlation between Dual-Energy and Perfusion CT in Patients with Hepatocellular Carcinoma. *Radiology.* 2016;280(1):78-87. doi:10.1148/radiol.2015151560

98. Zhao J, Zhang P, Chen X, Cao W, Ye Z. Lesion Size and Iodine Quantification to Distinguish Low-Grade From High-Grade Clear Cell Renal Cell Carcinoma Using Dual-Energy Spectral Computed Tomography: *Journal of Computer Assisted Tomography.* 2016;40(5):673-677. doi:10.1097/RCT.0000000000000441

99. Kahl-Scholz M, Kara K, Hartmann T. Kontrastmittel und Pharmakologie. In: Hartmann T, Kahl-Scholz M, Vockelmann C, eds. *Fachwissen MTRA.* Springer-Lehrbuch. Springer Berlin Heidelberg; 2018:205-244. doi:10.1007/978-3-662-57632-8_9

100. Hellbach K, Sterzik A, Sommer W, et al. Dual energy CT allows for improved characterization of response to antiangiogenic treatment in patients with metastatic renal cell cancer. *Eur Radiol.* 2017;27(6):2532-2537. doi:10.1007/s00330-016-4597-7

101. Cronin CG, Swords R, Truong MT, et al. Clinical Utility of PET/CT in Lymphoma. *American Journal of Roentgenology.* 2010;194(1):W91-W103. doi:10.2214/AJR.09.2637

102. Jiang C, Yang P, Lei J, et al. The Application of Iodine Quantitative Information Obtained by Dual-Source Dual-Energy Computed Tomography on Chemoradiotherapy Effect Monitoring for Cervical Cancer: A Preliminary Study.

Journal of Computer Assisted Tomography. 2017;41(5):737-745.
doi:10.1097/RCT.0000000000000603

10. Anhang

10.1 Danksagung

Mein Dank gilt zunächst meinem Doktorvater Prof. Dr. Thomas J. Vogl (Direktor der Diagnostischen und Interventionellen Radiologie am Universitätsklinikum Frankfurt) für die Unterstützung und die Möglichkeit meine wissenschaftliche Arbeit durchzuführen.

Mein ausdrücklicher Dank gilt meinem wissenschaftlichem Betreuer der Arbeit Herr Dr. med. Ibrahim Yel (Assistenzarzt für Diagnostische und Interventionelle Radiologie am Universitätsklinikum Frankfurt) für die gute Betreuung und das damit verbundene Verständnis in jeder Phase der Arbeit.

Die Zusammenarbeit hat mein Verständnis für das wissenschaftliche Arbeiten geprägt und mich auf meine nächsten Schritte in der beruflichen als auch der wissenschaftlichen Karriere vorbereitet.

Abschließend möchte ich meinen herzlichen Dank gegenüber meiner Familie und ausdrücklich meinen Eltern (Dr. med. Alina Goth, Dipl. Betriebswirt Adolf Goth) gebühren, die mit ihren Korrekturen meiner Arbeit einen Feinschliff verliehen haben und mich in jeder Lebensphase unermüdlich unterstützt haben.

Ich freue mich auf weitere wissenschaftliche Projekte.

10.2 Schriftliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main zur Promotionsprüfung eingereichte Dissertation mit dem Titel

Referenzwerte der Jodaufnahme abdomineller Organe

im Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des Klinikums der Goethe-Universität Frankfurt am Main unter Betreuung und Anleitung von Herrn Prof. Dr. Thomas J. Vogl mit Unterstützung durch Herrn Dr. Ibrahim Yel ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe. Darüber hinaus versichere ich, nicht die Hilfe einer kommerziellen Promotionsvermittlung in Anspruch genommen zu haben.

Ich habe bisher an keiner in- oder ausländischen Universität ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht. Die vorliegende Arbeit wurde bisher nicht als Dissertation eingereicht.

(Ort, Datum)

(Unterschrift)