



TECHNISCHE  
UNIVERSITÄT  
MÜNCHEN

TUM School of Medicine and Health

**Systematische Dosisreduktion in der neuroradiologischen  
Computertomographie-Bildgebung**

Karina Kupfer

Vollständiger Abdruck der von der TUM School of Medicine and Health der Technischen  
Universität München zur Erlangung einer Doktorin der Zahnheilkunde  
genehmigten Dissertation.

Vorsitz: Prof. Dr. Herbert Deppe

Prüfer\*innen der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. Jan St. Kirschke
2. apl. Prof. Dr. Rickmer Braren

Die Dissertation wurde am 27.03.2023 bei der Technischen Universität München eingereicht  
und durch die Fakultät für Medizin am 30.09.2023 angenommen.

---

Diese Arbeit entstand in Zusammenarbeit mit dem Ärzteteam des Neuro-Kopf-Zentrums der Technischen Universität München (Abteilung für Diagnostische und Interventionelle Neuroradiologie des Klinikums rechts der Isar). Der Ethikantrag wurde von Prof. Dr. Thomas Baum und Moritz Hernandez-Petsche gestellt. Bestandteile dieser Arbeit wurden bereits in Koautorenschaft durch das Journal Scientific Report in den Artikeln „Impact of dose reduction and iterative model reconstruction on multi-detector CT imaging of the brain in patients with suspected ischemic stroke“ (11/2021), „Low-dose multi-detector computed tomography for periradicular infiltrations at the cervical and lumbar spine“ (03/2022) und „Impact of radiation dose reduction and iterative image reconstruction on CT-guided spine biopsies“ (03/2023) auf Grundlage meiner Datensammlung veröffentlicht. Aus dem retrospektiven Teil der Datenerhebung gingen die zwei Reviews „Computed Tomography of the Head“ (03/2023) und „Computed Tomography of the Spine“ (11/2022) in ebenfalls Koautorenschaft hervor und wurden durch das Journal „Clinical Neuroradiology“ veröffentlicht. Die statistische Auswertung erfolgte durch den jeweiligen Erstautoren der Veröffentlichungen PD Dr. Karolin J. Paprottka und Dr. Michael Dieckmeyer und wurden so in dieser Dissertation übernommen. Die qualitative Auswertung der Computertomographien erfolgte ebenso durch Kollegen mit hervorragender fachlicher Expertise.

---

# Inhaltsverzeichnis

|  |           |
|--|-----------|
| <b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....   | <b>3</b>  |
| <b>1. Einleitung</b> .....   | <b>5</b>  |
| <b>1.1 Geschichtliche Entwicklung in der Computertomographie</b> .....   | <b>5</b>  |
| <b>1.2 Stellenwert der CT-Bildgebung</b> .....   | <b>5</b>  |
| <b>1.3 Grundlagen der Strahlenphysik</b> .....   | <b>7</b>  |
| <b>1.4 Dosisgrößen</b> .....   | <b>9</b>  |
| 1.4.1 Energiedosis .....   | 9         |
| 1.4.2 Äquivalentdosis .....  | 9         |
| <b>1.5 Effektive Dosis</b> .....   | <b>10</b> |
| <b>1.6 Strahlenexposition des Menschen und Risiken ionisierender Strahlung</b> .....                                 | <b>12</b> |
| <b>1.7 Technische Grundlagen</b> .....   | <b>15</b> |
| 1.7.1 Funktionsweise der CT-Bildgebung .....   | 15        |
| 1.7.2 Der Pitchfaktor .....  | 16        |
| 1.7.3 Berechnungsgrößen der Strahlenexposition in der Computertomographie: CT-Dosisindex und Dosislängenprodukt..... | 16        |
| 1.7.4 Phasen bei der Erzeugung einer CT-Aufnahme und Rekonstruktionsalgorithmen.....                                 | 17        |
| <b>1.8 Parameter die die Bildqualität beeinflussen</b> .....   | <b>19</b> |
| <b>1.9 Fragestellung und Ziel</b> .....  | <b>22</b> |
| <b>2. Material und Methoden</b> .....  | <b>27</b> |
| <b>2.1 Ethik</b> .....   | <b>27</b> |
| <b>2.2 Technische Daten</b> .....  | <b>27</b> |
| <b>2.3 Studiendesign und Patientenauswahl</b> .....  | <b>27</b> |
| <b>2.4 Beschreibung der Untersuchungen</b> .....   | <b>30</b> |
| 2.4.1 Bildgebungsverfahren .....   | 33        |
| 2.4.2 Auswertung .....   | 38        |
| <b>2.4.2.1 Qualitativ</b> .....  | <b>38</b> |

---

|         |   |    |
|---------|---|----|
| 2.4.2.2 | Quantitativ .....   | 42 |
| 2.4.2.3 | Statistische Analyse .....                                    | 46 |
| 3.      | Ergebnisse.....   | 49 |
| 3.1     | Kohorte .....   | 49 |
| 3.2     | Ergebnisse der quantitativen Auswertung.....                  | 57 |
| 3.3     | Ergebnisse der qualitativen Auswertung .....                  | 61 |
| 3.4     | Strahlungsbelastung .....                                     | 67 |
| 4.      | Diskussion und weitere Möglichkeiten der Dosisreduktion ..... | 70 |
| 4.1     | Vergleich der eigenen Ergebnisse mit der Literatur.....       | 73 |
| 4.2     | Einschränkung der Studie.....                                 | 79 |
| 4.3     | Zusammenfassung der Ergebnisse .....                          | 82 |
| 4.4     | Summary.....  | 82 |
| 4.5     | Schlusswort.....  | 84 |
|         | Danksagung.....   | 85 |
|         | Literaturverzeichnis .....                                    | 86 |
|         | Abbildungsverzeichnis.....                                    | 95 |
|         | Tabellenverzeichnis .....                                     | 98 |

**Abkürzungsverzeichnis**

|           |  |
|-----------|--|
| 2D        | Zweidimensional                            |
| CNR       | Kontrast-zu-Rausch Verhältnis              |
| CT        | Computertomographie                        |
| CCT       | Kraniale Computertomographie               |
| CTDI(vol) | (Volumenbezogener) CT-Dosis-Index          |
| DLP       | Dosis-Längen -Produkt                      |
| DWI       | Diffusionsgewichtete Bildgebung            |
| DVT       | Digitale Volumetomographie                 |
| EMI       | Electric and Musical Industries            |
| FBP       | Gefilterte Rückprojektion                  |
| FOV       | Sichtfeld                                  |
| GM        | Weißer Substanz)                           |
| HU        | Hounsfield Einheiten                       |
| $\kappa$  | Cohen's kappa                              |
| LD        | Niedrigdosis                               |
| MDCT      | Multi-detektor CT                          |
| MRI       | Magnetresonanzbildgebung                   |
| PACS      | Picture archiving and communication system |
| R1        | Leser 1                                    |
| R2        | Leser 2                                    |
| ROI       | Region of interest                         |
| SD        | Standarddosis                              |
| SNR       | Signal-zu-Rausch Verhältnis                |
| StdDev    | Standardabweichung                         |
| WM        | Weißer Substanz                            |

## Einheiten:

|    |                |
|----|----------------|
| eV | Elektronenvolt |
| kg | Kilogramm      |
| kJ | Kilo-Joule     |
| Gy | Gray           |
| Sv | Sievert        |

|     |                       |
|-----|-----------------------|
| mA  | Milli-Ampere          |
| mAs | Milli-Ampere-Sekunden |

# 1. Einleitung

## 1.1 Geschichtliche Entwicklung in der Computertomographie

Die Geschichte des Computertomographen beginnt 1971, als Sir Godfrey N. Hounsfield den ersten Scanner entwickelte ([32](#), [33](#)). Im Oktober desselben Jahres wurde dann sogleich das erste Schädel-CT (Computertomographie, Abk.: CT) mit dem Scanner der „Electric and Musical Industries“ (EMI) im Atkinson Morley Hospital in Wimbledon gemacht ([6](#)). New et al. beschrieb die Durchführung wie folgt: „Der Kopf des Patienten wird in eine „Kappe“ gesteckt, die in eine mit Wasser gefüllte Box ragt, und der Kopf wird mit einem geschlitzten Röntgenstrahl abgetastet“ ([62](#)). Der EMI-Gehirnscanner erforderte die Erfassung einer  $80 \times 80$ -Matrix und benötigte 5 Minuten zum Scannen ([62](#)). Zum Vergleich: Unser CT-Scanner der Firma Philips benötigt 0,4 Sek. für einen vollständigen  $360^\circ$ -Scan und kann Bilder mit einer  $1024 \times 1024$ -Matrix erzeugen ([57](#)). Diese Verkürzung der Scanzeit ist auf die Einführung einer kontinuierlichen „Gantry-Rotation“ zurückzuführen, während anfangs in einem inkrementellen „Step-and-Shoot-Modus“ mit einer Interscan-Verzögerung von 10 Sekunden die einzelnen Positionen gescannt wurden ([19](#), [38](#)). Durch diese enorme Verbesserung der Leistung konnte die computertomographische Bildgebung umso effektiver in den klinischen Untersuchungsalltag integriert werden.

## 1.2 Stellenwert der CT-Bildgebung

Am 5. Januar 1896 wurde durch Wilhelm Conrad Röntgen eine neue Art von Strahlen beschrieben, die undurchsichtige Materialien durchdringen können und es sogar erlauben, in den menschlichen Organismus hineinschauen zu können ([78](#)). Etwa zwei Monate vor der Bekanntmachung im Wiener Tagesblatt „Die Presse“ hat Röntgen die Röntgenstrahlung entdeckt und es entstand das erste und wohl bekannteste Röntgenbild nämlich ein Handröntgen von Röntgens Frau Bertha (Abbildung 1). Zu sehen sind die Handknochen mit dem Ehering um ihren Finger ([7](#), [70](#)).



Abbildung 1: Die Hand von Bertha Röntgen vom 22. Dezember 1895, Bildrechte: Sammlung Nachlass Wilhelm Conrad Röntgen, Deutsches Röntgen-Museum, Remscheid<sup>1</sup>

Seit ihrer Entdeckung ist die Röntgenaufnahme aus dem medizinischen Alltag nicht mehr wegzudenken. Es werden zunächst zweidimensionale (2D) Aufnahmen, wie zum Beispiel eben ein Hand- oder später auch Thorax-Röntgen gemacht. Problem hierbei stellt jedoch die Überlagerung der einzelnen Schichten dar ([61](#)), welche eine eindeutige Diagnosestellung erschwert. Daher gewinnen im Laufe der Jahre Aufnahmen wie die Computertomographie oder die digitale Volumetomographie (DVT) immer mehr an Bedeutung, da hier die einzelnen Schichten in allen drei Raumdimensionen überlagerungsfrei abgebildet werden können ([43](#)). Während die DVT ihren

---

<sup>1</sup> Bildrechte genehmigt



Haupteinsatzbereich in der Zahnmedizin hat, bestimmt die CT-Bildgebung den neuroradiologischen Klinikalltag. Sowohl Hart- als auch Weichgewebsveränderungen werden erkannt wie beispielsweise Verletzungen nach Trauma, Tumore oder Entzündungen aber auch Gefäße können in einer CT-Angiographie dargestellt werden. Somit umfasst die Bildgebung mittels CT ein breites Einsatzspektrum. Jedoch hat diese auch Nachteile. Sie setzt den Patienten unwillkürlich einer relevanten Strahlenexposition aus, worauf im folgenden Abschnitt näher eingegangen wird.

### 1.3 Grundlagen der Strahlenphysik

Bevor man sich mit der Wirkung von Strahlung auf den Menschen beschäftigt, stellt sich zunächst einmal die Frage, was Strahlung überhaupt ist. Strahlung ist ein nicht an Medien gebundener Transport von Energie und Masse. Diese Strahlung wird Photonenstrahlung genannt. Die atomare Einheit wird in Elektronenvolt (eV) angegeben. Besitzen Strahlen die Fähigkeit Elektronen aus den Atomhüllen der bestrahlten Materie zu lösen wird diese als ionisierend bezeichnet. Da dieser ionisierte Zustand des Atoms energetisch ungünstig ist, versucht das Atom das entstandene Elektronenloch in der Atomhülle sofort wieder durch Elektronen aus Zuständen niedrigerer Bindungsenergie, also aus äußeren Schalen aufzufüllen. Dieses Geschehen wird als Photoeffekt bezeichnet. Die Differenz der Bindungsenergie der beteiligten Elektronenzustände wird in Form von Photonenstrahlung emittiert, welche bei genug Energie als charakteristische Röntgenstrahlung bezeichnet wird ([46, S. 17-18, 167 ff.](#)) (Abbildung 2). Neben der charakteristischen Strahlung gibt es auch die Röntgenbremsstrahlung (Abbildung 3). Diese entsteht, wenn freien Elektronen auf ein Atom treffen, in ihrer Richtung abgelenkt und abgebremst werden. Die dadurch freiwerdende Bewegungsenergie wird in Form von Bremsstrahlung abgegeben ([112](#)). Zur Veranschaulichung der Strahlungsentstehung dient das Bohr'sche Atommodell.

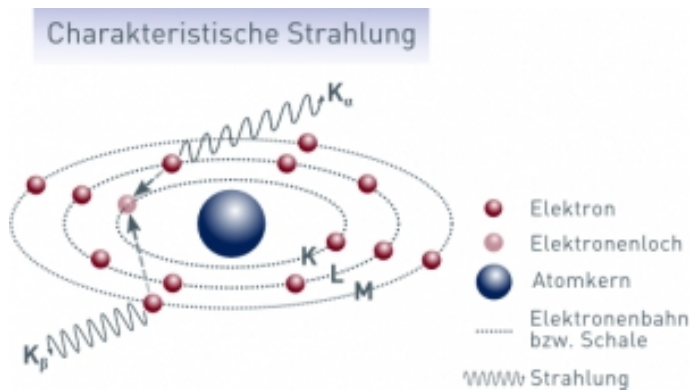


Abbildung 2: Schematische Darstellung zur Entstehung von charakteristischer Röntgenstrahlung [\(112\)](#)<sup>2</sup>

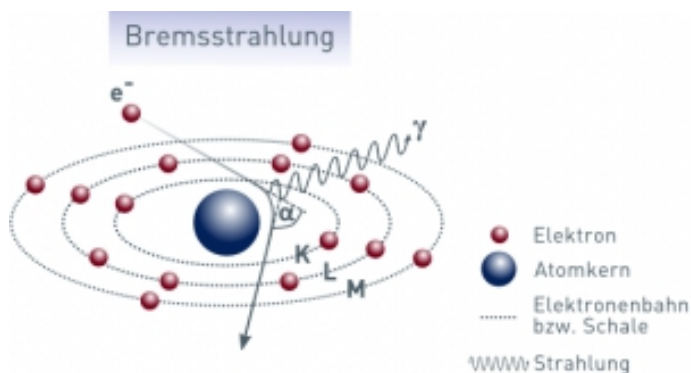


Abbildung 3: Schematische Darstellung zur Entstehung von Röntgenbremsstrahlung [\(112\)](#)<sup>3</sup>

Die in der Medizin eingesetzte Photonenstrahlung umfasst niedrig- und hochenergetische Röntgenstrahlung im Bereich von 10 keV bis 50 MeV. Auch hier kann es dann zur Wechselwirkung der Strahlung mit der Materie, wie etwa der Raumluft oder dem menschlichen Körper, kommen und genau an diesem Punkt kommt dem Strahlenschutz seine Bedeutung zu ([46, S. 167-173](#)).

---

<sup>2 3</sup> Bildrechte genehmigt

## 1.4 Dosisgrößen

### 1.4.1 Energiedosis

Alle Wirkungen von Strahlung auf ein Absorbermaterial (med = Medium) mit der Dichte  $\rho$ , also in unserem Fall auf den Menschen sind auf die Absorption der Strahlungsenergie im Weichteilgewebe  $w$  zurückzuführen. Die primäre Größe, die in der Medizin verwendet wird, um die Strahlenwirkung auf den Menschen zu beschreiben, ist die Weichteilenergiedosis  $D_{med}$ , welche die lokal absorbierte Energie  $dE_{abs}$  pro bestrahlter Körpermasse  $dm_{med}$  beschreibt.

$$D_{med} = D_w = \frac{dE_{abs}}{dm_{med}} = \frac{1}{\rho_{med}} \cdot \frac{dE_{abs}}{dV}$$

Die SI-Einheit der Energiedosis ergibt sich aus dem Quotienten Joule (J) geteilt durch Kilogramm (kg), folglich Gray (Gy) ([46, S. 318-336](#)).

$$1 \text{ Gy} = \frac{\text{J}}{\text{kg}}$$

### 1.4.2 Äquivalentdosis

Bezüglich der Strahlenwirkung auf den Menschen müssen jedoch weitere Faktoren berücksichtigt werden. Ionisierende Strahlen geben, je mehr Dichte und somit geringere Reichweite sie haben, umso mehr ihrer Bewegungsenergie in einer menschlichen Zelle ab und erzielen folglich umso mehr mikroskopische Schadensdichte als locker ionisierende Strahlen. Die Differenzierung der biologischen Wirkung unterschiedlicher Strahlungsarten wird durch die Mess-Äquivalentdosis  $H$  ( $H$  wie hazard, engl.: Risiko, Gefährdung) beschrieben, in welcher die Weichteilenergiedosis  $D_{med}$  durch einen dimensionslosen strahlungsspezifischen Qualitätsfaktor, den sogenannten Strahlungswichtungsfaktor  $w_R$  für die vorliegende Strahlenqualität  $R$  gewichtet wird. Für Röntgenstrahlung gilt  $w_R = 1$ .

$$H = w_R \cdot Dw$$

Während die Mess-Äquivalentdosis als Dosismessgröße, beispielsweise in der Dosimetrie dient, benötigt man für die Dosisangaben, die im Zusammenhang mit stochastischen Risiken der Strahlenexposition des Menschen stehen Strahlenschutzdosismessgrößen, wie die Organ-Äquivalentdosis. Sie ist definiert als das Produkt aus der mittleren Energiedosis  $D_T$  des bestrahlten Körperteils T (T wie tissue, engl.: Gewebe) und dem dimensionslosen Strahlungswichtungsfaktor  $w_R$  für die jeweils vorliegende Strahlungsqualität R (s.o.).

$$H_T = w_R \cdot D_T$$

Die SI-Einheit der Äquivalentdosis ist ebenso das Joule durch Kilogramm, jedoch dient zur Abgrenzung der Energiedosis die Einheit Sievert (Sv) ([46, S. 318-336](#)).

$$1 \text{ Sv} = \frac{\text{J}}{\text{kg}}$$

## 1.5 Effektive Dosis

Ein weiterer wichtiger Punkt, der bei der biologischen Wirkung von Strahlung berücksichtigt werden muss, ist die Unterscheidung der Strahlensensibilität je nach Gewebe, Körperteil oder Organ. Je nach Sensibilität des Körperteils resultiert insgesamt eine unterschiedliche Gefährdung für den jeweiligen Organismus bezüglich seiner Gesundheit oder des genetischen Materials. Diese Wichtung mit risikorelevanten Faktoren der Organdosen wird in der sogenannten Effektiven Dosis E berücksichtigt. Die Effektive Dosis ist somit neben der Organ-Äquivalentdosis eine weitere Schutzgröße im Zusammenhang mit Risiken einer Strahlenexposition auf Menschen. Auch diese trägt die Einheit Sievert.

Die Effektive Dosis ist keine unmittelbar messbare Größe, sondern sie setzt sich aus den einzelnen Organ-Äquivalentdosen einer exponierten Person zusammen, welche mit den zugehörigen Gewebewichtungsfaktoren  $w_T$  multipliziert werden. Berechnet wird sie wie folgt:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T$$

In Summe gibt die Effektive Dosis somit das relative stochastische Risiko für die Induktion eines Tumors oder für die Erzeugung von sogenannten hereditären Schäden, also von dominanten Genmutationen in der Keimbahn ([46. S. 318-336](#)).

Tabelle 1: Gewebewichtungsfaktoren (modifiziert nach ICRP Publikation 103) ([108](#))

| Gewebe   | $w_T$ |
|--|-------|
| Knochenmark (rot), Kolon, Lunge, Magen, Brust, Summe der restliche Gewebe <sup>1</sup> | 0,12  |
| Keimdrüsen   | 0,08  |
| Blase, Oesophagus, Leber, Schilddrüse  | 0,04  |
| Knochenoberfläche, Gehirn, Speicheldrüsen, Haut  | 0,01  |

<sup>1</sup> Nebennieren, Obere Atemwege, Gallenblase, Herz, Nieren, Lymphknoten, Muskelgewebe, Mundschleimhaut, Bauchspeicheldrüse, Prostata, Dünndarm, Milz, Thymus, Gebärmutter/ Gebärmutterhals

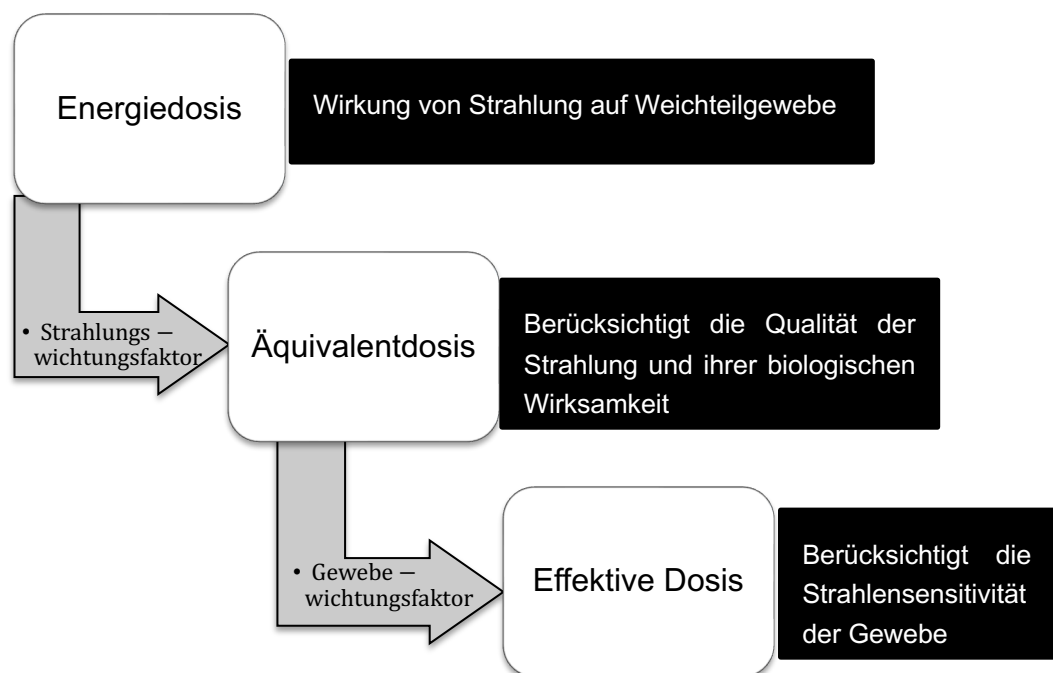


Abbildung 4: Veranschaulichung der Dosisgrößen nach eigener Darstellung

## 1.6 Strahlenexposition des Menschen und Risiken ionisierender Strahlung

Nach Angaben des Bundesamts für Strahlenschutz belastet eine computertomographische Untersuchung den Patienten mit einer einmaligen Strahlendosis von etwa 1 - 10 mSv pro Scanserie (Abbildung 5). Obwohl der durch den Einsatz moderner Techniken bereits von einer durchschnittlichen Dosis von 7 mSv auf 5,9 mSv gesenkt wurde (Stand 2020) (103) werden denn noch etwa 68 % (Stand 2018) (Abbildung 6) (105) der kollektiven effektiven Dosis durch CT-Untersuchungen erreicht, was den mit Abstand größten Anteil an der zivilisatorischen Strahlenexposition der Bevölkerung gibt (103).

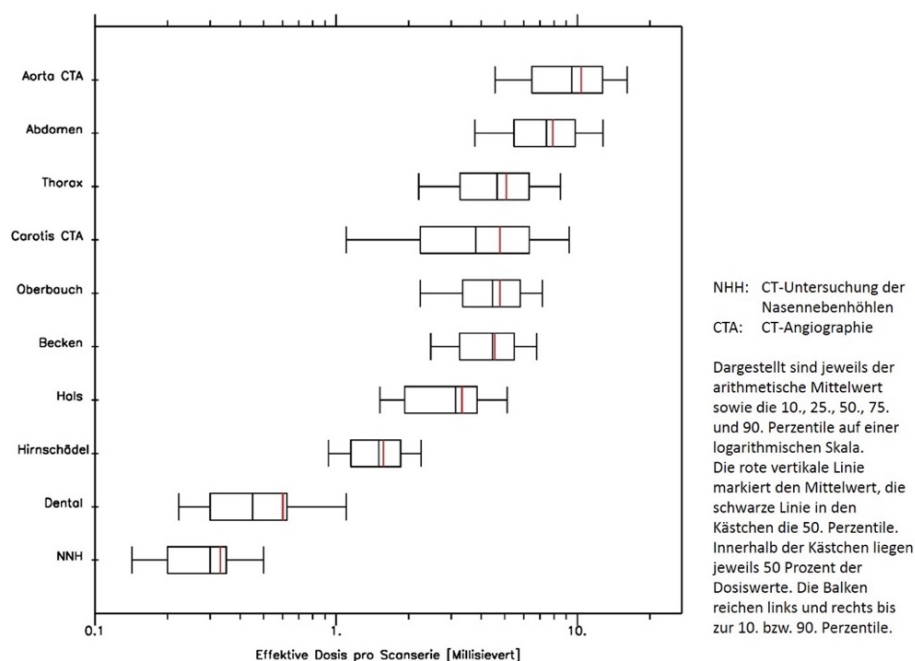


Abbildung 5: Verteilung der effektiven Dosis für 10 ausgewählte CT-Untersuchungen. Die Untersuchungen sind nach der mittleren effektiven Dosis pro Untersuchung geordnet. Angaben nach dem BfS (103)<sup>4</sup>

<sup>4</sup> <sup>5</sup> Bildrechte genehmigt

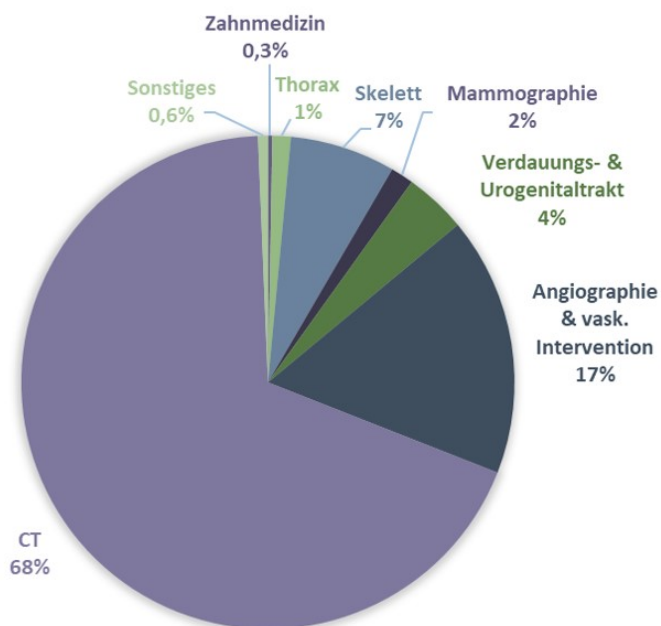


Abbildung 6: Prozentualer Anteil der verschiedenen Untersuchungsarten an der kollektiven effektiven Dosis für das Jahr 2018 nach dem BfS (105).<sup>5</sup>

Die Bevölkerung ist aber nicht nur bei Röntgenaufnahmen, sondern genauso im alltäglichen Leben durch die Umgebung, die Luft, das Gestein und auch die Nahrung stetig radioaktiver Strahlung ausgesetzt. Im §80 (1) des Strahlenschutzgesetzes wurde als Grenzwert für die effektive Dosis zum Schutz von Einzelpersonen der Bevölkerung 1 Millisievert (mSv) im Kalenderjahr festgesetzt, während der Wert für beruflich strahlenexponierte 20 mSv beträgt (78 (1) Strahlenschutzgesetz). Für die Medizin ist es schwer nachzuvollziehen ab welcher exakten Dosis der Körper Folgeschäden erleidet (87). Jedoch sind diese Werte so gering festgesetzt, dass deterministische Strahlenschäden nahezu ausgeschlossen werden können. In Tabelle 2 sind einige Schwellenwerte für die Vermeidung deterministischer Strahlenschäden zusammengefasst, welche das Bundesamt für Strahlenschutz festsetzt, um eine Einordnung der Werte zu erleichtern (106).

Tabelle 2: Wichtige Schwellenwerte für deterministische Strahlenwirkungen nach Angaben des Bundesamt für Strahlenschutz ([106](#))

| Dosis           | Beschreibung   |
|-----------------|--|
| 100 mSv         | Unterer Schätzwert des Schwellenwerts für Schädigungen des Ungeborenen   |
| 1000 mSv        | Bei akuter Exposition treten ab diesem Schwellenwert akute Strahleneffekte auf (zum Beispiel Kopfschmerzen, Übelkeit, Erbrechen)   |
| 2000 mSv        | Bei akuter Exposition treten ab diesem Schwellenwert Hautrötungen auf  |
| 3000 – 4000 mSv | Ohne medizinische Eingreifen sterben bei dieser Dosis 50 Prozent der exponierten Personen nach 3-6 Wochen, wenn es sich um eine in kurzer Zeit erfahrene Strahlenbelastung handelte (LD50) |
| > 8000 mSv      | Ohne entsprechende medizinische Behandlung bestehen nur geringe Überlebenschancen, wenn es sich um eine in kurzer Zeit erfahrene Strahlenbelastung handelt                                 |

Ob, ab wann und in welchem Ausmaß eine Strahlenexposition zu einer gesundheitlichen Schädigung führt, hängt von vielen Faktoren ab und ist schwierig exakt zu bestimmen. Fakt ist: Je höher die Strahlendosis ist, desto höher ist die Wahrscheinlichkeit des Eintretens eines Strahlenschadens ([107](#)). Strahlenschäden sind definiert als die Gesamtheit aller krankhaften Reaktionen des Körpers sowie Veränderungen des Erbguts in Folge von Strahlenexposition. Diese können sofort oder als Spätwirkung auftreten, können lokal, wie beispielsweise Hautreaktionen in Form von Rötungen oder Schuppungen der exponierten Hautoberfläche oder den gesamten Organismus betreffend, auftreten. Bei Letzteren stehen vor Allem hämatologische Veränderungen im Vordergrund, welche von einer Anämie und mit dem Sauerstoffmangel einhergehender Symptomatik, wie Atemnot, bis hin zu erhöhter Infektanfälligkeit durch Leukozytopenie reichen ([46. S. 484-515](#)). Auch das Krebsrisiko kann durch radioaktive Strahlung erheblich gesteigert werden ([87](#)). Insbesondere bei Kindern kann die Exposition



zu strahleninduzierten Malignomen im späteren Leben führen. Retrospektive Studien haben gezeigt, dass CT-Scans bei Kindern zu einem dreifachen Risiko für Hirntumore oder Leukämie führen können (44). Ebenso hoch ist die Wahrscheinlichkeit von deterministischen Schäden an der Leibesfrucht bei pränataler Strahlenexposition, da Embryonen und Feten höhere Zellteilungsraten aufweisen und noch weniger Reparaturmechanismen zur Verfügung stehen als bei erwachsenen Personen. Es kann somit zu Missbildungen, zur geistigen Retardierung oder zur Induktion von Malignomen bis hin zum Tod des Ungeborenen kommen. Zusammenfassend lassen sich all diese Effekte als Strahlenkrankheit beschreiben (46, S. 484-515). Unwillkürliche Strahlenexpositionen der Umwelt, wie etwa aus dem Boden, den Baumaterialien oder den Gasen der Atmosphäre (terrestrisch) und der kosmischen Strahlung aus dem Welt- raum (46, S. 517) können wir nicht vermeiden, weswegen es gilt, die Dosis bei einer willkürlichen Exposition, wie etwa Röntgenaufnahmen so gering wie möglich zu halten. Aus diesem Grund besteht das Ziel dieser Arbeit darin, systematisch die Dosis bei CT-Aufnahmen zu reduzieren, um Schädigungen des Patienten zu minimieren.

## 1.7 Technische Grundlagen

### 1.7.1 Funktionsweise der CT-Bildgebung

Um dies zu untersuchen ist es zunächst wichtig zu verstehen, wie Computertomogra- phen arbeiten. Bei der CT werden von einem umlaufenden System aus Röntgenröhre und Detektorkranz Intensitätsverteilungen aufgenommen, aus denen durch Algorith- men relative Schwächungskoeffizienten der einzelnen Volumenelemente (Voxel) in der jeweiligen Schichtebene berechnet werden. Diese sogenannten Abschwächungs- koeffizienten werden in Hounsfieldeinheiten (engl.: Hounsfield Units, Abk.: HU) ange- geben. Diese liegen normalerweise zwischen -1024 HU und 3071 HU und werden in 12 bit repräsentiert. HU können für die gezielte Darstellung selektiver Strukturen je nach deren Dichte, verwendet werden, wie beispielsweise das Knochenfenster für Knochen oder das Weichteilfenster für Weichgewebe (29).

Beim Scan selbst wird zwischen der helikalen Technik (Spiral CT), bei der das zu untersuchende Volumenelement spiralförmig abgetastet wird, indem der Patient bei ständig umlaufender Röhre und Detektorkranz in Längsrichtung verschoben wird, und

der sequenziellen Computertomographie, bei der der Patient während der Aufnahme ruht und erst nach Umlauf von Röhre und Detektor um die eingestellte Schichtdicke verschoben wird, unterschieden. Moderne CT-Geräte können nicht nur eine Schicht (Singleslice-CT) sondern mehrere Schichten (Multislice-CT) gleichzeitig ausmessen ([46, S.643-682](#)).

### 1.7.2 Der Pitchfaktor

Zwischen den einzelnen Schnitten wird entweder mit Lücken, Überlappungen oder lückenlos gescannt. Dieses Verhalten wird durch den Pitch-Faktor  $p$  bestimmt, der den Tischvorschub  $TV$  im Verhältnis zur Schichtdicke  $h$  beschreibt.

$$p = TV/h$$

Demnach wird bei  $p=1$  der Tisch identisch zur Schicht geschoben, es wird also lückenlos gescannt. Ist der Vorschub größer, entstehen Lücken und ist der Wert kleiner werden Bereiche mehrmals gescannt ([46, S.643-682](#)).

### 1.7.3 Berechnungsgrößen der Strahlenexposition in der Computertomographie: CT-Dosisindex und Dosislängenprodukt

Zur Berechnung der Dosis einer CT-Aufnahme wird der Einfachheit halber das Dosisprofil einer einzigen Schicht  $z$  verwendet. Dazu kommen die vor allem in der Schicht erzeugte Streustrahlung, die ebenso zu einer Exposition in Nachbarschnitten außerhalb des eigentlichen Untersuchungsgebietes führt. Der CT-Dosisindex (CTDI) beschreibt die gesamten Dosisverhältnisse im gescannten Körperbereich über das Dosislängenprofil  $D$  einer Schicht  $z$  mit der Dicke  $d$ . Die Einheit ist „mGy“.

$$CTDI = \frac{1}{h} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \cdot dz$$

Während sich der CTDI eben beschrieben nur auf eine einzelne Schicht bezieht, berücksichtigt das Dosislängenprodukt (DLP) das gesamten bestrahlten Volumens, indem es sowohl die Anzahl  $n$  der Schichten als auch die Schichtbreite  $h$  (in cm) in die

Berechnung miteinbezieht. Dies gilt für Pitchfaktor  $p = 1$ . Gilt es diesen zu korrigieren wird mit Scanlänge  $L$  durch  $p$  gerechnet ([46, S.643-682](#)).

$$DLP = CTDI \cdot n \cdot h = CTDI \cdot \frac{L}{p}$$

### 1.7.4 Phasen bei der Erzeugung einer CT-Aufnahme und Rekonstruktionsalgorithmen

Wie oben beschrieben werden vom Detektorkranz Intensitätsverteilungen in Form von Schwächungskoeffizienten der einzelnen Volumenelemente registriert. Diese werden als Rohdaten bezeichnet. Wie nun aus diesen Rohdaten das CT-Bild entsteht, das am Befundungsmonitor zur Betrachtung erscheint und welche Phasen bei der Verarbeitung der Bilddaten durchlaufen werden, wird in der folgenden Graphik veranschaulicht.

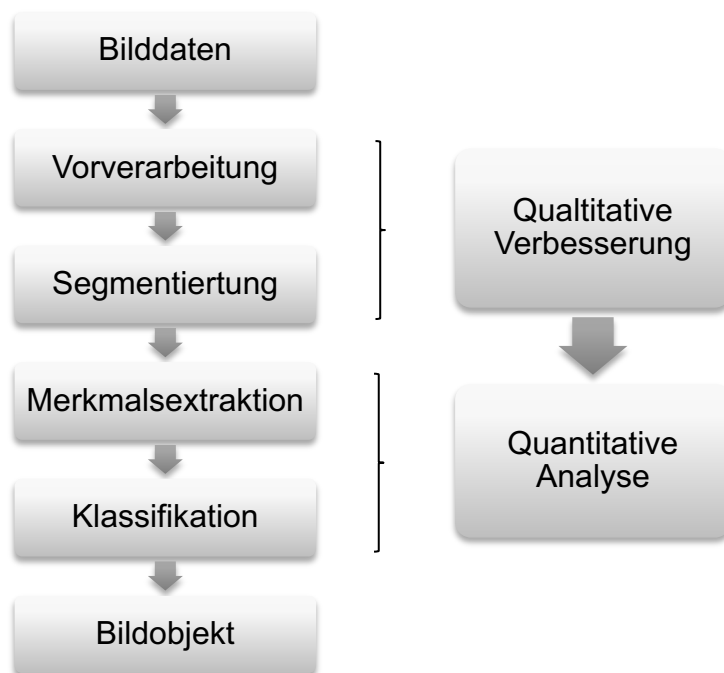


Abbildung 7: Bildentstehung nach eigener Darstellung

Aus den von den Detektoren gesammelten Rohdaten wird zunächst ein Schichtbild rekonstruiert. Hierbei stehen verschiedene Rekonstruktionsalgorithmen zur Auswahl.

Die gefilterte Rückprojektion (engl.: filtered back projection, Abk.: FBP) oder iterative Rekonstruktionsalgorithmen (Abk.: IR). DIE FBP arbeitet sehr schnell, jedoch ist das Bild vor allem bei niedriger Dosis sehr rauschanfällig. Anders verhält es sich bei den iterativen Rekonstruktionsalgorithmen, bei der das Bild anfangs „geschätzt“ wird, indem das Bildrauschen mit den erfassten Daten verglichen und dann wiederholte Male verändert wird und somit ein Bild modelliert wird mit einem deutlich geringeren Rauschen als bei der FPB. Hierbei wird nochmals zwischen adaptiv-statistischen (Abk.: ASiR) und modellbasierten iterativen Algorithmen (Abk.: MIR) unterschieden. Die Adaptiv Statistischen Algorithmen modellieren durch die photonen-statistischen und elektronischen Rausch-Informationen des Gerätes, während die MIR als Weiterentwicklung der ASiR jeden Röntgenstrahl mehrfach analysiert und die optischen Informationen des Geräts wie die Größe jeder Detektorzelle, die Dimensionen des Brennflecks (focal spot) und die Form und Größe jedes Bild-Voxels miteinbezieht, sodass das Rauschens weiter verringert und die Rekonstruktion noch exakter wird. Durch die große Rechenleistung, die mit den iterativen Techniken, insbesondere der MIR, verbunden sind, erhöht sich jedoch die Verarbeitungszeit deutlich (41). Zudem wird versucht die FBP und die IR zu mischen, um so die Vorteile aus beiden Algorithmen zu vereinen (55). Es wird also eine Rückwärtsprojektion verwendet, die in jedem Schritt die Rohdaten iterativ filtert und so Artefakte minimiert und das Bildrauschen verringert (115). Als Handelsname für diese sogenannten hybriden iterativen Rekonstruktionsverfahren dient in unserem Fall das ‚iDose‘ von der Firma Philips Healthcare (55). Je besser also die Bildrekonstruktion funktioniert, desto einfacher sind auch Bilder mit beispielsweise einem hohen Rauschen aufgrund niedriger Dosis zu befunden. Diesen Ansatz machen wir uns in dieser Forschung zunutze (s. 2. Material und Methoden).

Die entstandenen rekonstruierten Bilddaten werden zunächst in sog. Bildvorverarbeitungsverfahren (engl.: image pre-processing) wie beispielsweise eine Segmentierung vorbereitet. Hier finden beispielsweise Glättungsfilter (engl.: noise suppression), die das Bildrauschen reduzieren, die Verbesserung des Bildkontrastes, die Skalierung des Grauwertes oder die Eliminierung von Artefakten ihre Anwendung. Durch den wichtigen Schritt der Segmentierung werden dann Bilddaten aus inhaltlich zusammenhängenden Regionen, die gemeinsame Merkmale aufweisen (einzelne Organe, Gefäße, Tumore etc.), abgegrenzt, sodass sie anschließend quantitativ analysiert und beispielsweise als dreidimensionales Modell generiert werden können. Das quantita-

tive Analyseverfahren zieht dann schlußendlich charakteristische Merkmale der einzelnen zu klassifizierenden Bildobjekte heraus und ordnet diese vorher festgelegten Interpretationen zu. Zudem können Durchmesser oder Volumina vermessen werden, die in der medizinischen Diagnostik oder Verlaufskontrolle eine wichtige Rolle spielen. Schlussendlich erscheint nun ein zwei- oder dreidimensionales Bild, das man in unterschiedlichen Visualisierungsmöglichkeiten darstellen kann und sowohl in der Diagnostik als auch in der Therapie nutzen kann (29).

## 1.8 Parameter die die Bildqualität beeinflussen

Im Dosisprotokoll eines Scanners kann zu jedem Untersuchungsscan ein Dosisprotokoll abgelesen werden. In unserem Fall des Philips Ingenuity CT sieht ein solches folgendermaßen aus:

| Dose |             |            |     |     |               |              |                   |
|------|-------------|------------|-----|-----|---------------|--------------|-------------------|
| #    | Scan Label  | Scan Mode  | mAs | kV  | CTDIvol [mGy] | DLP [mGy*cm] | Phantom Type [cm] |
| 1    | Topo        | Surview    |     | 120 | 0.085         | 4            | BODY 32 CM        |
| 1    | Topo        | Surview    |     | 120 | 0.085         | 4            | BODY 32 CM        |
| 2    | CCT nat     | Axial      | 200 | 120 | 31.7          | 412.9        | HEAD 16 CM        |
| 3    | locator     | Station... | 50  | 100 | 2.4           | 2.4          | BODY 32 CM        |
| 4    | tracker     | Station... | 50  | 100 | 2.4x16        | 38.4         | BODY 32 CM        |
| 5    | CTA Carotis | Helical    | 179 | 100 | 7.1           | 327.9        | BODY 32 CM        |

Abbildung 8: Beispiel Dosisprotokoll des Philips Ingenuity CT (linke Spalte: Einzelne Bestandteile des Aufnahmeprotokolls, mAs, kV, CTDIvol und DLP als wichtige Parameter für die Strahlenbelastung)

Zudem werden beim Aufrufen eines CT-Scans im PACS-Programm (engl.: Picture archiving and communication system, Abk.: PACS) weitere Parameter eingeblendet:

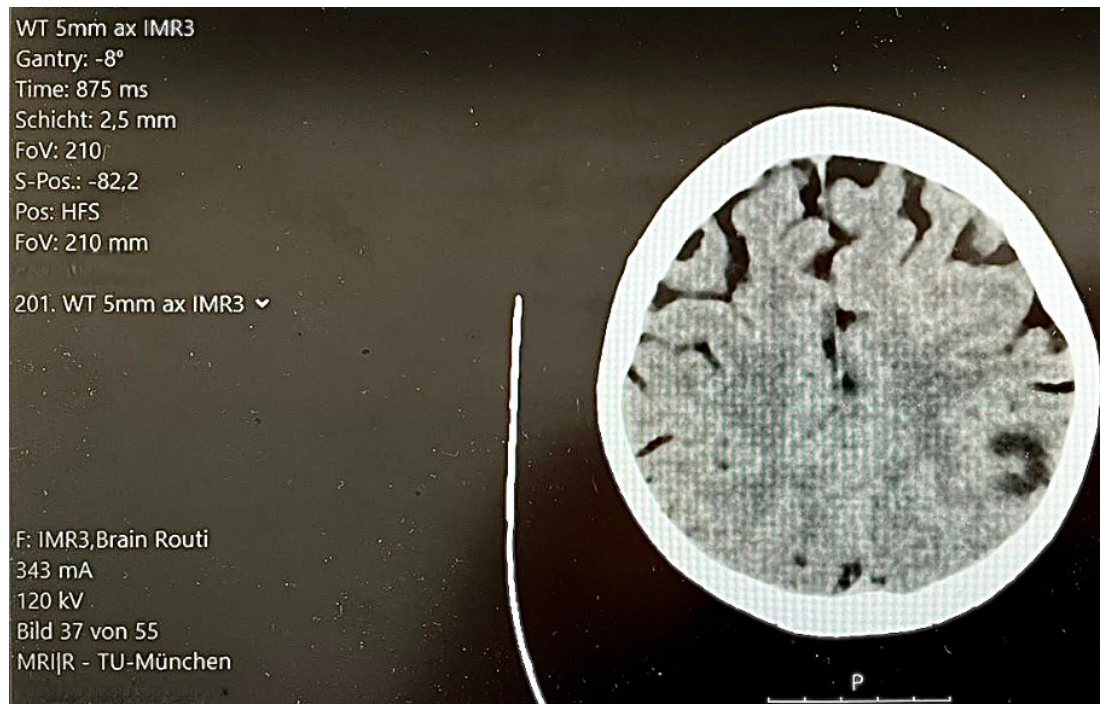


Abbildung 9: Beispiel einer CT-Ansicht des Philips Ingenuity CT im PACS (links oben: Einstellungsparameter am CT-Gerät selbst, links unten: Rekonstruktion, mA und kV Angaben als wichtige Parameter für die Strahlenbelastung)

Folgende Parameter waren für uns von Relevanz und wurden in Excel Tabellen zu jedem Patienten gesammelt:

- mA (im jeweiligen Bild ablesbar)
- mAs
- kV
- CTDIvol (mGy)
- DLP (mGy\*cm)
- Körperdurchmesser (mm/cm)

***mA:***

Der angelegte Röhrenstrom wird in Milliampere angegeben. Dieser ist jeweils auf den dicksten Bereich des Körpers optimiert, denn je größer der Durchmesser des Patienten, desto höher muss dieser eingestellt sein. Ein wichtiges Werkzeug, um den angelegten Strom an den jeweiligen Durchmesser des Körperabschnittes aktiv anzupassen ist die sog. Röhrenstrommodulation (mA-Modulation). Somit werden beispielsweise im Bereich des Brustkorbs weniger Photonen als im Bereich des Bauches erzeugt. Im Allgemeinen führt eine Erhöhung des Röhrenstroms zu einer proportionalen Erhöhung der Strahlendosis. Daher ist die mA-Modulation ein wesentliches Werkzeug, um eine ordnungsgemäße Patientenexposition nach der ALARA-Regel bei CT-Untersuchungen sicherzustellen.

***mAs:***

Röhrenstrom-Zeit-Produkt (Milliampere-Sekunde oder mAs) ist das Produkt aus dem Röntgenröhrenstrom (in Milliampere) und der Belichtungszeit des CT-Scanners pro Umdrehung (in Sekunden).

Das Röhrenstrom-Zeit-Produktverhält sich ebenso wie der Röhrenstrom an sich. Wenn beispielsweise das Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 100 auf 200 mAs erhöht wird (unter der Annahme, dass alle anderen Parameter konstant bleiben), führt dies zu einer Verdoppelung der Belastung des Patienten.

***kV:***

Die Röhrenspannung zwischen Anode und Kathode wird in Kilovolt (kV) angegeben. Je höher die Spannung, desto schneller werden die Photonen, die von der Anode aus zur Kathode wandern und desto größer ist also deren kinetische Energie. Je energiereicher die Strahlung, umso mehr verbessern sich die qualitativen Eigenschaften des Bildes (15). Mit einer erhöhten Röhrenspannung sinkt das Rauschen (91), das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (engl.: contrast-to-noise-ratio, Abk.: CNR) steigt also, jedoch steigt mit steigender Spannung auch die Strahlenbelastung, weshalb der Strahlenschutz des Patienten die Bildqualität limitiert (53).

**CTDIvol:**

CTDI siehe 1.7.3.1, CTDIvol als volumenbezogener CTDI

**DLP:**

siehe 1.7.3.1

**Körperdurchmesser:**

Wie unter Punkt 2.3.2 in Abbildung 10 und 11 veranschaulicht wird, wird dieser in lateraler Scan-Ansicht von der Haut-zu-Haut-Oberfläche gemessen.

Die Qualität eines Bildes zu beurteilen ist komplex. Einerseits können subjektiv der qualitative Eindruck, die Artefakte oder der Kontrast evaluiert werden. Zudem werden objektive berechenbare Qualitätskriterien wie das Kontrast-zu-Rausch und das Signal-zu-Rausch (engl.: signal-to-noise-ratio, Abk.: SNR) Verhältnis zur Evaluierung herangezogen.

## 1.9 Fragestellung und Ziel

Es ist bekannt, dass der Einsatz diagnostischer CT in den letzten Jahren deutlich zugenommen hat ([35](#), [115](#)). Allerdings hat nicht nur der diagnostische Einsatz, sondern auch der Einsatz der Computertomographie in der interventionellen Radiologie zu Bildführungs- und Navigationszwecken, wie es bei einer Biopsie oder Periradikulären Therapie (Abk.: PRT) der Fall ist, im Laufe der Zeit an Bedeutung gewonnen, was vor allem auf einen zunehmenden Trend zur minimal-invasiven Medizin zurückzuführen ist ([26](#), [47](#)). Dass diese Entwicklung, die mit einer höheren Strahlenbelastung und folglich mit erhöhten Risiken für Patienten und auch Mitarbeiter, die der ionisierenden Strahlung ausgesetzt sind, einhergeht, wurde bereits unter Punkt 1.5 erläutert. Daher sollte es das Ziel sein, diese CT-Scans mit der geringstmöglichen Strahlenbelastung durchzuführen, ohne jedoch den klinischen Nutzen der erzeugten Bilder im Hinblick auf das ALARA-Prinzip aus den Augen zu verlieren ([9](#), [73](#)).



Die Ansätze zur Dosisreduktion sind vielfältig. Nationale Vorschriften des Strahlenschutzes sind im Strahlenschutzgesetz und der Strahlenschutzverordnung zusammengefasst. Praktische Hinweise zur Umsetzung der Vorschriften findet man in den nationalen Richtlinien und den DIN-Normen.

Wie bereits in Punkt 1.2 beschrieben sollte immer das Ziel sein, die Strahlenexposition bei Röntgenaufnahmen ‚As Low As Reasonably Achievable‘ (ALARA) zu halten, um gesundheitliche Schäden zu vermeiden. Das international anerkannte ALARA-Prinzip beruht auf drei wichtigen Grundsätzen, welche auch im Strahlenschutzgesetz rechtsverbindlich verankert sind:

1. Rechtfertigung
2. Dosisbegrenzung
3. Optimierung

Jede neue Anwendung von Strahlung ist zu rechtfertigen. Dies ist dann möglich, wenn der Nutzen das Risiko übersteigt, wie etwa die Vermeidung gesundheitlicher Schäden durch entsprechende diagnostische oder therapeutische Maßnahmen. In der Medizin spricht man demnach von der „rechtfertigenden Indikation“, die vor jeder Anfertigung einer Röntgenaufnahme gestellt werden muss.

Wenn Menschen aus gerechtfertigten Tätigkeiten ionisierender Strahlung ausgesetzt werden, ist es wichtig, dass bestimmte Grenzwerte nicht überschritten werden. Dabei wurden sowohl für die allgemeine Bevölkerung als auch für beruflich Strahlenexponierte unterschiedliche personenbezogene Grenzwerte festgelegt ([104](#)).

Tabelle 3: Wichtige Grenzwerte und typische Dosiswerte im Vergleich nach Angaben des Bundesamt für Strahlenschutz ([106](#))

| Dosis             | Beschreibung   |
|-------------------|--|
| 0,01 mSv pro Jahr | Rechnerisch ermittelte Größenordnung der jährlichen Höchstdosis der Bevölkerung in Deutschland durch Kernkraftwerke im Normalbetrieb (Diese Berechnungen gehen von konservativen Annahmen unter anderem des Aufenthaltsortes und der Ernährung aus, so dass die tatsächlichen Expositionswerte darunter liegen.) |

|                              |  |
|------------------------------|--|
| 0,01 - 0,03 mSv pro Aufnahme | Typischer Dosisbereich bei einer Röntgenaufnahme des Brustkorbs (Thorax)   |
| bis zu 0,1 mSv pro Flug      | Dosis durch Höhenstrahlung bei einem Flug von München nach Japan   |
| 1 mSv pro Jahr               | Grenzwert (maximal zulässige Dosis) der jährlichen Strahlenexposition für Personen der allgemeinen Bevölkerung (die z.B. aus der Freisetzung von radioaktiven Stoffen aus kerntechnischen Anlagen resultiert). |
| 1 -3 mSv pro Aufnahme        | Typischer Dosisbereich für eine Computertomographie des Hirnschädels   |
| 2 mSv pro Jahr               | Durchschnittliche jährliche Dosis einer Person in Deutschland aus künstlichen Quellen, vornehmlich Medizin (Wert für 2015: etwa 1,7 mSv)   |
| 2 mSv in 50 Jahren           | Gesamte Dosis für eine Person im Voralpengebiet auf Grund des Reaktorunfalls von Tschernobyl für den Zeitraum 1986-2036  |
| 2-3 mSv pro Jahr             | Durchschnittliche jährliche Strahlenexposition der Bevölkerung in Deutschland aus natürlichen Quellen  |
| 10 - 20 mSv pro Aufnahme     | Typischer Dosisbereich für eine Ganzkörper-Computertomographie eines Erwachsenen   |
| 20 mSv pro Jahr              | Grenzwert (maximal zulässige Dosis) der jährlichen Strahlenexposition für beruflich strahlenexponierte Personen in Deutschland   |
| 250 mSv                      | Richtwert für eine Person beim Einsatz lebensrettender Maßnahmen oder zur Vermeidung großer Katastrophen in Deutschland  |
| 400 mSv                      | Grenzwert (maximal zulässige Dosis) für die Berufslebensdosis bei beruflich strahlenexponierten Personen in Deutschland  |

Man nehme nun an man müsse aus gegebener medizinischer Indikation eine Röntgenaufnahme anfertigen. Dann stellt sich die Frage, welche Maßnahmen ergriffen werden können, um diese Aufnahme zu optimieren und die Belastung dennoch ‚as low as achievable‘ zu halten. Um dieses Optimierungsgebot zu erfüllen müssen wir verstehen, wie sich die Strahlenexposition  $H$ , der eine Person (*pers*) im Zeitintervall  $t_i$  einer Strahlungsquelle  $i$  ausgesetzt ist, berechnet.

$$H_{pers} = \sum_i H_{p,i} \cdot t_i$$

Folglich bieten sich uns drei Lösungswege der Dosisbegrenzung an, welche anschaulich als die „AAA“-Maßnahmen des praktischen Strahlenschutzes bezeichnet werden:

- Aufenthaltsdauerverkürzung im Strahlenfeld
- Abstandsvergrößerung der exponierten Person zur Strahlungsquelle
- Abschirmung des Strahlungsfeldes (z.B. durch eine Bleischürze) ([46, S. 591 f.](#)).

Zusätzliche zu allgemeinen praktisch anwendbaren Möglichkeiten wird in der medizinischen Radiologie stetig an Optimierungen sowohl bei der Durchführung der Röntgenaufnahme als auch an technischen Verbesserungen des Geräts geforscht, wie in dieser Arbeit an der Aufnahme von Computertomographien.

Ansätze zur Reduzierung der Dosis während der CT-Planung umfassen verschiedene Hauptoptionen. Das Begrenzen der z-Achse auf die gewünschte Ebene, das Modifizieren von CT-Erfassungsparametern (z. B. Röhrenstrom, Röhrenspannung oder Erfassungsbereich) und das Anpassen von CT-Parametern an den Körperhabitus des Patienten sind geeignete Optionen zur Verringerung der Exposition ([82, 89, 90](#)). Wie unter Punkt 1.8 bereits erklärt, würde jedoch eine Erniedrigung des Röhrenstroms zu einer Erhöhung des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses führen und somit einer Verringerung der Bildqualität führen. Daher legt man nun den Fokus auf neue Bildrekonstruktionsalgorithmen, die ebenso eine Reduzierung des CNR bei gleichzeitiger Dosisreduktion ermöglichen sollen. Im Rahmen dieser Arbeit wurden demnach Aufnahmen mit niedrigerer Dosis (engl.: low-dose, Abk.: LD) für unterschiedliche CT-Aufnahmen mit höherer Dosis bzw. Standarddosis (engl.: standard-dose, Abk.: SD) verglichen und nach qualitativen und quantitativen Kriterien ausgewertet.

Das Ziel unserer Studie war es folglich zu zeigen, dass ein LD-Protokoll für unterschiedliche CT-Aufnahmen eine praktikable Alternative zu Aufnahmen mit höherer Dosis darstellt, die aber sowohl die Bildqualität als auch das Vertrauen des Arztes in die Diagnose und Therapie bei reduzierter ionisierender Strahlendosis aufrechterhält.

Im Rahmen des gesamten Forschungsprojekts wurden Scans zu den Pathologien der Biopsie, periradikuläre Therapie, Facettenblocks, Myelographien, Wirbelsäulenscans, native CTs sog. cCTs (kraniale Computertomographie, Abk.: cCT), die mit Verdacht auf einen ischämischen Schlaganfall angefertigt wurden, untersucht. Diese Arbeit reduziert sich aus Gründen des Umfangs auf die Schlaganfall-CTs, PRTs und Biopsien.

## **2. Material und Methoden**

### **2.1 Ethik**

Die Studie wurde von der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Technischen Universität München genehmigt (27/19 S-SR und 274/21 S-SR) und gemäß der Deklaration von Helsinki durchgeführt.

### **2.2 Technische Daten**

In allen Untersuchungen wird der Computertomograf INGENUITY CORE 128 der Firma PHILIPS HEALTHCARE (Niederlande) verwendet. Dies ist ein 128 Schichten Multi-Detektor-CT (MDCT) Scanner. Die genauen Einstellungsparameter werden in den jeweiligen Untersuchungen separat betrachtet.

### **2.3 Studiendesign und Patientenauswahl**

Alle Patienten, die für unsere Studien ausgewählt wurden, wurden im institutionellen PACS-Programm (IDS7, Sectra AB, Linköping, Schweden) identifiziert, wo auch im Anschluss die Bildauswertung folgte.

Grundsätzliches gemeinsames Prinzip aller Studien besteht darin, CTs, die mit niedriger Dosis aufgenommen wurden, mit Standarddosisscans einer höheren Dosis hinsichtlich qualitativer und quantitativer Kriterien zu vergleichen.

Bei der ersten hier aufgeführten Studie untersuchten wir cCTs von Patienten, die nach dem krankenhausinternen Schlaganfallprotokoll untersucht wurden, welches initial eine Aufnahme mit SD und einen darauffolgenden LD-Scan beinhaltet. Eingeschlossen bei der Schlaganfall-Studie wurden (1) MDCTs gemäß dem krankenhausinternen Standard-Schlaganfallprotokoll (cCT ohne Kontrastmittel mit SD, CT-Angiographie der supraaortalen und intrakraniellen Gefäße und CT-Perfusion), (2) zerebrale MDCTs zur Nachsorge (nicht-contrast cCT mit LD) auf demselben MDCT-System, (3) Verlaufskontrolle der zerebralen Magnetresonanztomographie (MRT) nach einem

krankenhausinternen Standard-Schlaganfallprotokoll (einschließlich diffusionsgewichteter Bildgebung [DWI]-Sequenzen) und (4) die Diagnostik einer zerebralen Ischämie oder bei keiner intrakraniellen Pathologie nach allen verfügbaren Bildgebungsdaten. Ausschlusskriterien waren (1) Abstand zwischen Erst- und Folge-MDCT-Untersuchung von mehr als 10 Tagen, (2) unvollständige Abdeckung des Neurokraniums oder Artefakte durch Fremdkörper oder Bewegung, (3) Alter unter 18 Jahren und (4) eine andere intrakranielle Pathologie als Ischämie (z. B. Blutung oder Tumor). Insgesamt kamen 131 Patienten mit Verdacht auf ischämischen Schlaganfall (Durchschnittsalter:  $74,2 \pm 14,3$  Jahre, 67 Frauen), die sich einer initialen MDCT mit einem SD-Protokoll sowie einer Verlaufs-MDCT-Bildgebung nach maximal 10 Tagen mit einem LD-Protokoll unterzogen, in Frage und wurden in diese Studie aufgenommen, mit einem Intervall der Studienrekrutierung von November 2018 bis September 2020 (65).

Alle weiteren Studien wurden ebenfalls mit zwei verschiedenen Dosisniveaus durchgeführt wurden: SD- und LD-Scans. Nachdem retrospektiv 131 bereits durchgeführte und veröffentlichte Studien analysiert wurden, fand eine allgemeine Anpassung unserer institutionellen CT-Protokolle im Oktober 2020 an die neu bestimmten niedrigen Dosisprotokolle statt. Daher wurden alle LD-Scans, die in unsere Studie eingeschlossen wurden, nach der Dosisumstellung zwischen November 2020 und Juni 2021 erworben, während alle SD-Scans zuvor im Intervall zwischen Januar 2020 und September 2020 gemacht wurden. Diese Intervalle gelten für alle nachfolgenden Studien.

Zunächst wurden retrospektiv CT-geführte Bandscheiben- oder Wirbelknochenbiopsien untersucht, die ebenfalls mit zwei verschiedenen Dosisniveaus durchgeführt wurden: SD- und LD-Scans zur Planung und Durchführung des Eingriffs. Patienten wurden konsekutiv eingeschlossen, wenn ihnen eine Multi-Detektor-CT-Untersuchung für eine Biopsie des Wirbelknochens oder der Bandscheibe gemäß der klinischen Indikation (zur Diagnose unklarer Knochenläsionen/ bei Verdacht auf Knochentumoren oder Verdacht auf Entzündung/ Spondylodiszitis) zur Verfügung stand. Alle in Frage kommenden Patienten mit LD-Scans wurden nach Geschlecht (m/w), Alter ( $\pm 10$  Jahre), Grad des Eingriffs (zervikal, thorakal oder lumbosakral), Vorhandensein/ Nichtvorhandensein von Wirbelsäuleninstrumenten (metallische Hardware, die Artefakte verursacht) und Körperdurchmesser ( $< 20$  cm, 20-25 cm, 25-30 cm und  $> 30$

cm) mit den mit SD-Dose geröntgten Patienten gepaart. Patienten wurden ausgeschlossen, wenn 1) die Bildqualität der MDCTs zur Diagnostik unzureichend war (z. B. aufgrund von Bewegungsartefakten), 2) die geplante Biopsie (einschließlich Untersuchung, Planung und Verfahrensscans) nicht durchgeführt wurde (z. B. aufgrund mangelnder Kooperation des Patienten und einem vorläufigen Abbruch der Untersuchung) oder 3) die verfügbaren Fälle nicht alle der oben genannten Matching-Kriterien erfüllten. Insgesamt kamen 96 Fälle in Frage (48 Patienten mit SD-Scans und 48 übereinstimmende Patienten mit LD-Scans, jeweils 34 Fälle mit Bandscheibenbiopsie und 14 Fälle mit Wirbelknochenbiopsie) und wurden in dieser Studie berücksichtigt (67).

Danach wurden retrospektiv CT-geführte periradikuläre lumbosakrale und zervikale Injektionen untersucht, die ebenfalls mit zwei verschiedenen Dosisniveaus durchgeführt wurden: SD- und LD-Scans für die Verfahrensplanung und Durchführung von Infiltrationen (Zeitliche Intervalle der Bilder wie oben beschrieben). Patienten mit LD-Scans wurden konsekutiv eingeschlossen, wenn ihnen ein MDCT-Scan für eine periradikuläre lumbosakrale oder zervikale Infiltration gemäß den klinischen Indikationen (zur Behandlung von Radikulopathie-bedingten Schmerzen und/ oder zum Erreichen einer selektiven Nervenwurzelblockade zu diagnostischen Zwecken) zur Verfügung stand. Geeignete Patientenfälle mit LD-Scans wurden Patienten mit SD-Scans nach Geschlecht, Alter ( $\pm 5$  Jahre), Infiltrationsgrad ( $\pm 1$  Stufe), Vorhandensein/ Fehlen von Wirbelsäuleninstrumenten (metallische Hardware, die Artefakte verursacht und den Zugangsweg zu die Nervenwurzel anspruchsvoller) und Körperdurchmesser ( $> 20$  cm, 20–25 cm, 25–30 cm und  $> 30$  cm) gematcht. Patienten wurden ausgeschlossen, wenn (1) eine nicht diagnostische Bildqualität in MDCT-Daten vorhanden war (z. B. aufgrund von Bewegungsartefakten), (2) die periradikuläre Infiltration (einschließlich Untersuchungs-, Planungs- und Verfahrensscans) nicht durchgeführt wurde (z. B. aufgrund von mangelnder Compliance des Patienten und vorläufiger Abbruch der Untersuchung), oder (3) es waren keine Fälle verfügbar, die die Matching-Kriterien erfüllten. Insgesamt kamen 204 Fälle in Frage (102 SD-Scans und 102 LD-Scans) und wurden in dieser Studie berücksichtigt (66).

## 2.4 Beschreibung der Untersuchungen

Wie bereits erwähnt werden in dieser Arbeit zum einen Computertomographien des Kopfes untersucht, die bei Verdacht auf einen ischämischen Schlaganfall angefertigt worden sind, und zum anderen CTs bei interventionellen Untersuchungen, nämlich bei Biopsien und bei periradikulärer Therapien. Im Folgenden werden diese Untersuchungen zunächst zum besseren Verständnis erklärt.

### ***Ischämischer Schlaganfall:***

Kommen Patienten in die Klinik, bei denen der Verdacht auf einen ischämischen Schlaganfall besteht, wird oft als erster diagnostischer Ansatz für eine Notfallabklärung ein craniales CT gemacht (65). Bei Betrachtung des Bildes ist im Normalfall eine deutliche Grenze zwischen grauer (engl.: gray matter, Abk.: GM) und weißer Substanz (engl.: white matter, Abk.: WM) im Hirnparenchym zu erkennen. Fehlt jedoch diese Grenzlinie ist dies als Verdacht auf einen ischämischen Schlaganfall zu werten (60, 110).

Je größer jedoch das Bildrauschen ist, umso schwerer können die Unterschiede zwischen GM und WM erkannt werden und umso schwerer fällt es also dem untersuchenden Arzt die Infarktbereiche zu diagnostizieren (22, 48, 85). Daher muss das Bildrauschen so gering wie möglich gehalten werden, um den GM-WM-Differenzierung zu verbessern. Nun stellt sich die Frage, ob man aber die Dosis - und somit die Strahlenbelastung – verringern kann, ohne Einbußen in der Bildqualität und somit in der diagnostischen Auswertung des CT-Bildes zu erleiden. Der Zweck dieser Studie besteht also darin Computertomographien von Patienten zu untersuchen, die mit einem Verdacht auf einen ischämischen Schlaganfall angefertigt wurden, und von denen anschließend die Bildqualität und der diagnostischen Wert einerseits mit hybrider iterativer Bildrekonstruktion (iDose, Philips Healthcare) und andererseits mit modellbasierter iterativer Bildrekonstruktion (IMR, Philips Healthcare) für cCTs ohne Kontrastmittel mit Standarddosis bzw. Niedrigdosis durch Multi-Detektor-CT bewerten wurden (65).



**Biopsie:**

Die Computertomographie-gesteuerte perkutane Biopsie wird verwendet, um Gewebeproben für die Diagnose bei Verdacht auf Malignität oder Entzündung der Wirbelsäule zu erhalten. Es gilt zwischen gutartigen und bösartigen Knochenläsionen zu unterscheiden. Fortschritte in der Bildgebung ermöglichen Radiologen schon ohne Gewebeprobe eine einfachere Unterscheidung der Läsionen, bereits einen Nachweis kleinerer Knochenläsionen und eine bessere Diagnose verschiedener Entzündungsprozesse (27, 109). Die geringe Spezifität der Bildgebungsmodalitäten für eine korrekte Diagnose erfordert jedoch in unbestimmten Fällen immer noch eine histopathologische Bestätigung (75-77). Anstelle eines offenen chirurgischen Zugangs, welcher viele Risiken, Kosten und Aufwand mit sich bringt (59, 88), ist die bildgebungsgeführte perkutane Biopsie eine bewährte Alternative zur Bestimmung einer unklaren Läsion sowie zur Diagnose einer Wirbelsäuleninfektion, welche bereits wiederholt dokumentiert wurden (80, 117). CT-geführte Biopsien von Wirbelsäulenläsionen werden seit den 1980er Jahren routinemäßig durchgeführt (1) und verfügen eine hohe Sicherheit beim Stellen histopathologischer Diagnosen. Eine Studie mit über 200 CT-geführten Biopsien von Spinalläsionen berichtete über eine histopathologische Genauigkeit von über 94% bei der Bestimmung von Läsionen gutartigen, entzündlichen oder malignen Ursprungs (74). Eine Anleitung mittels CT wird oft für die präzise Lokalisation einer Läsion vor und während der Biopsie in Betracht gezogen (69, 80, 88, 93). Es bietet dem Arzt nicht nur einen detaillierten Überblick über die anatomischen Gegebenheiten für die Planung und Durchführung der Biopsie, sondern ermöglicht auch die Überwachung der korrekten Nadelplatzierung während des Eingriffs. An vielen Institutionen ist die CT-gesteuerte perkutane Biopsie die Methode der Wahl für Biopsien von knöchernen Läsionen innerhalb der Wirbelkörper oder bei vermuteten Infektionen entlang der Wirbelsäule (18, 56, 76, 88) aufgrund der hohen Verfügbarkeit, der vergleichsweise geringen Kosten, der hohen räumlichen Auflösung und der relativ wenigen verfahrensbegrenzenden Kontraindikationen und wird daher sehr oft durchgeführt. Es gibt viele Studien zur Sicherheit und Wirksamkeit von Wirbelsäulenbiopsien (77, 88, 113). Bis dato liegen jedoch keine Studien mit einem Matched-Pair-Design zur Dosisreduktion bei der Planung und Durchführung von CT-geführten Biopsien an der Wirbelsäule vor, bei denen der Schwerpunkt auf der Bildqualität und dem Vertrauen des Interventionalisten in die Planung und Durchführung des Eingriffs liegt, obwohl gerade bei so häufig durchgeführten Untersuchungen oft Bedenken an der Strahlenbelastung

bestehen. Daher liegt genau hier der Zweck unserer retrospektiven Studie ist, zu zeigen, dass ein niedrig dosiertes LD-Protokoll für CT-gesteuerte perkutane Biopsien des Wirbelkörpers oder der Bandscheibe eine praktische Alternative zu Standarddosisansätzen darstellt, die die allgemeine Bildqualität und das Vertrauen des Interventionalisten bei reduzierter ionisierender Strahlendosis aufrechterhält. Betrachtet werden hier sowohl die Planungs- als auch die Durchführungsscans (67).

### **PRT:**

Periradikuläre Infiltrationen werden sowohl zu therapeutischen als auch zu Diagnosezwecken im klinischen Alltag eingesetzt. Therapeutische periradikuläre Infiltrationen Patienten werden oft bei Patienten mit Radikulopathie-assoziierten Schmerzsyndromen – zumeist bei zugrundeliegendem Bandscheibenvorfall, durchgeführt (16, 118). Darüber hinaus werden PRTs aber auch als zuverlässige Methoden zur Schmerzbehandlung von solchen Patienten eingesetzt, bei denen konservative Ansätze wie eine medikamentöse Behandlung ausgeschöpft sind (54, 102). Diagnostische periradikuläre Infiltrationen hingegen können ein gutes Mittel sein, um die Stelle zu diagnostizieren, die Schmerzsymptome verursacht (3). Daher gehören auch diese Verfahren zu den am häufigsten durchgeführten Untersuchungen im neuroradiologischen Alltag (23, 24, 63, 64, 111). Der Eingriff einer periradikulären Infiltration wird üblicherweise bildgeführt durchgeführt, um eine präzise Navigation im Hinblick auf die individuelle Anatomie im Eingriffsbereich zu gewährleisten (20). Hier finden anstelle der konventionellen Durchleuchtung bildgebende Schnittbildverfahren wie die Computertomographie immer mehr Akzeptanz in der interventionellen Routine. Insbesondere wird häufig ein Multi-Detektor-CT verwendet, was eine anfängliche Planung und anschließende Überwachung des Eingriffs ermöglicht. Im Vergleich zu nicht navigierten Ansätzen hat sich gezeigt, dass die Verwendung von interventionellem CT-Scannen nicht nur die Sicherheit sowie Präzision und Schmerzlinderung verbessert, sondern auch die Gesamtbehandlungsdauer für periradikuläre Infiltrationen verkürzt (20, 21). Der Behandler hat während des gesamten Eingriffs eine direkte Visualisierung der Nadelspitze und kann auch bei schwierigen anatomischen Situationen, wie z. B. schwerer Knochenstenose, besser auf die gewollten Weichgewebe abzielen (26). Aufgrund dieser Vorteile wird die CT immer häufiger für schmerzlindernde Injektionen

an der Wirbelsäule eingesetzt. Jedoch ist natürlich auch hier einer der Hauptnachteile von CT-geführten Verfahren gegenüber dem konventionellen Durchleuchtungsverfahren eine deutlich höhere Strahlenbelastung des Patienten (2). Daher ist es wichtig, stetig an verschiedenen Möglichkeiten der Dosisreduktion in der diagnostischen und interventionellen Radiologie zu arbeiten. Hierbei ist es wichtig im Kopf zu haben, dass nicht nur die periprozeduralen Scans, sondern auch das vor CT-geführten Eingriff aufgenommene Planungs-CT (Topogramm) erheblich zur Gesamtstrahlendosis beiträgt (2, 31). Vor diesem Hintergrund wird in dieser Studie die Planung zervikaler oder lumbosakraler periradikulärer Infiltrationen basierend auf MDCT mit abgesenktem Röhrenstrom und modellbasierter iterativer Bildrekonstruktion mit MDCT unter Verwendung von SD-Scanning verglichen (66).

### 2.4.1 Bildgebungsverfahren

Alle Bilder wurden mit demselben 128-Schicht-MDCT-Scannern (Ingenuity Core 128) der Firma Philips Healthcare (Best, Niederlande) am Neuro-Kopf-Zentrum der TU München angefertigt.

#### ***Ischämischer Schlaganfall:***

Alle Patienten des Schlaganfall-Protokolls wurden in Rückenlage gescannt. Jede Untersuchung wurde mit einem Planungsscan begonnen, der das Sichtfeld (engl.: field of view, Abk.: FOV) vorgibt. Anschließend wurde mit einer Röhrenspannung von 120 kV unter Röhrenstrommodulation das Bild aufgenommen. Im Standard-Dose-Protokoll betrug diese 343 mA, während sie im Low-Dose-Protokoll auf 229 mA verringert wurde. Die vom SD- und LD-Scannen abgeleiteten Datensätze wurden beide mit einer axialen Schichtdicke von 5 mm unter Verwendung von zwei verschiedenen Bildrekonstruktionsalgorithmen rekonstruiert, die vom Anbieter bereitgestellt wurden (Hybrid-Algorithmus: iDose4, iterativer modellbasierter Algorithmus: IMR3, Philips Healthcare). Die eindeutige Regularisierungsebene für den iterativen modellbasierten Algorithmus wurde für die klinische Routineuntersuchung durch einen Konsentscheid durch sechs staatlich geprüfte Neuroradiologen direkt nach der Implementierung dieser Methode an unserer Einrichtung (im Jahr 2018) festgelegt und danach konsequent als Krankenhausinterner Standard verwendet. Der volumetrische CT-Do-

sisindex und das Dosislängenprodukt wurden aus den automatisch generierten Dosisberichten extrahiert. Tabelle 4 gibt einen Überblick über Scandetails für die MDCT-Bildgebung (65).

Tabelle 4: Scanparameter und Bildrekonstruktion für cCTs mit Standarddosis (SD) und Niedrigdosis (LD) (65).

| Bildgebung                  | SD   | LD                              |
|-----------------------------|--|---------------------------------|
| Scan Abstand (in mm)        | 10,0   |                                 |
| Zykluszeit (in s)           | 2,5  |                                 |
| Anzahl der Zyklen           | 18   |                                 |
| Scanwinkel                  | 420  |                                 |
| Rotationszeit               | 0,75   |                                 |
| Röhrenspannung (in kV)      | 120  | 120                             |
| Röhrenstrom (in mA)         | 343  | 229                             |
| Exposition (in mAs)         | 300  | 200                             |
| CTDIvol (in mGy)            | 46,6 ± 1,2 (Bereich: 38,5–47,6)  | 31,2 ± 1,8 (Bereich: 20,1–46,8) |
| Kollimationsbreite          | 16 × 0,625   |                                 |
| Schichtdicke (axial, in mm) | 5  |                                 |
| Bildrekonstruktion          | IMR3 und iDose4  |                                 |
| Fenster                     | StandardEinstellung der Fensterbreite von 80 HU und Fensterlänge von 40 HU, individuell adjustierbar |                                 |

### ***PRT und Biopsie:***

Bei den PRTs und den Biopsien wurde zunächst ein Topogramm. Dieses wird je nach klinischer Indikation entweder von der Hals-, Brust- oder lumbosakralen Wirbelsäule, gemacht, welches dann die genauere Lokalisation des späteren Therapieortes bestimmt. Nach Bestimmung des geplanten Eingriffsortes gemäß vorheriger diagnostischer Bildgebung, wurde ein Planungsscan der zu berücksichtigenden Region durchgeführt (Spot-Scanning). Der aufgenommene Scan wurde zur Planung des Eingriffs

verwendet, wobei der Interventionalist zunächst die Schicht auswählte, die eine optimale Visualisierung des Zugangswegs zur Bandscheibe oder zum Wirbelkörper ermöglichte. Während des anschließend durchgeführten interventionellen Eingriffs wird sequentiell mit einem Fußpedal gescannt, um die Nadelplatzierung zu überwachen (intermittierendes Scannen, drei axiale Bilder pro Aufnahme) (66, 67). Alle aufgenommenen Bilder wurden in mit dem Patienten in Bauchlage aufgenommen.

Für die Biopsien wurden standardmäßig Bilder mit modellbasierter iterativer Rekonstruktion (Planungsscans; IMR1, Philips Healthcare, Best, Niederlande) oder hybrider iterativer Rekonstruktion (periprozedurale Führungsscans; iDose4, Philips Healthcare, Best, Niederlande) rekonstruiert. Die Parameter für die Planung und die periprozeduralen Führungsscans sind in Tabelle 5 dargestellt (67).

Tabelle 5: Scanparameter und Bildrekonstruktion für die Planung und periprozedurale Führungsscans von Biopsien mit Standarddosis (SD) und Niedrigdosis (LD) (67).

|                               | Periprozeduraler Scan  |        | Planungsscan |       |
|-------------------------------|------------------------|--------|--------------|-------|
|                               | SD                     | LD     | SD           | LD    |
| <b>Bildgebung</b>             | SD                     | LD     | SD           | LD    |
| <b>Zykluszeit (in s)</b>      | 2,4                    |        | 6            |       |
| <b>Anzahl der Zyklen</b>      | 1                      |        | 1            |       |
| <b>Rotationszeit</b>          | 0,75                   |        | 64 x 0,625   |       |
| <b>Röhrenspannung (in kV)</b> | 120                    |        | 120          |       |
| <b>Röhrenstrom (in mA)</b>    | 30-67                  | 20-40  | 40-67        | 20-40 |
| <b>Exposition (in mAs)</b>    | 30                     | 15-20  | 30-60        | 15-30 |
| <b>Kollimationsbreite</b>     | 64 x 0,625             |        |              |       |
| <b>Fenster</b>                | L = 750,0 ; W = 2500,0 |        |              |       |
| <b>Bildrekonstruktion</b>     | iDose4                 | iDose4 | IMR1         | IMR1  |

Hinsichtlich des Protokolls der PRT- Scans wurden die SD-Scans standardmäßig mit 40 mA und 120 kVp erfasst. Die LD-Scans wurden mit 20–30 mA und 120 kVp erhalten (Tabelle 6). Die Schichtdicke betrug 1 mm, und die Bilder wurden mit modellbasierter iterativer Rekonstruktion (IMR3; Philips Healthcare, Best, Niederlande) ohne weitere dedizierte Anwendungen zur zusätzlichen Reduzierung von Metallartefakten rekonstruiert (66).

Tabelle 6: Scanparameter und Bildrekonstruktion für PRTs mit Standarddosis (SD) und Niedrigdosis (LD) (66).

| Bildgebung                                 | SD   | LD    |
|--|--|-------|
| Scan Abstand (in mm)                       | 40,0   |       |
| Zykluszeit (in s)                          | 2,4  |       |
| Anzahl der Zyklen                          | 1  |       |
| Rotationszeit (in s)                       | 0,75   |       |
| Durchschnittliche Scanzzeit (in s)         | 2,4  |       |
| Axialer Pixelabstand (in mm <sup>2</sup> ) | 0,39 × 0,39  |       |
| Röhrenstrom (in kVp)                       | 120  | 120   |
| Röhrenspannung (in mA)                     | 40   | 20–30 |
| Exposition (in mAs)                        | 30   | 15–20 |
| Schichtdicke (axial, in mm)                | 1  |       |
| Bildrekonstruktion                         | IMR3   |       |
| Auflösung (in Voxel)                       | Eingeschränkt bezüglich der festen Kollimatorbreite des Detektorpixels |       |

Sowohl bei den Biopsien als auch bei den PRTs umfassten die vom SD- und LD-Scannen erhaltenen Parameter den volumetrischen CT-Dosisindex und das Dosislängenprodukt, die Gesamtzeit (Untersuchungsscan bis zum letzten während des Eingriffs erfassten Scan), die Anzahl der Scans, die für die Durchführung der periradikulären Infiltration erforderlich sind (sequenzielle periprozedurale Scans) und die

Messung des Körperdurchmessers. Der individuelle Körperdurchmesser wurde im lateralen Topogramm auf Höhe des geplanten Eingriffs gemessen und von der Haut-zu-Haut-Oberfläche abgenommen (Abbildung 10 und 11) (2, 66, 67).

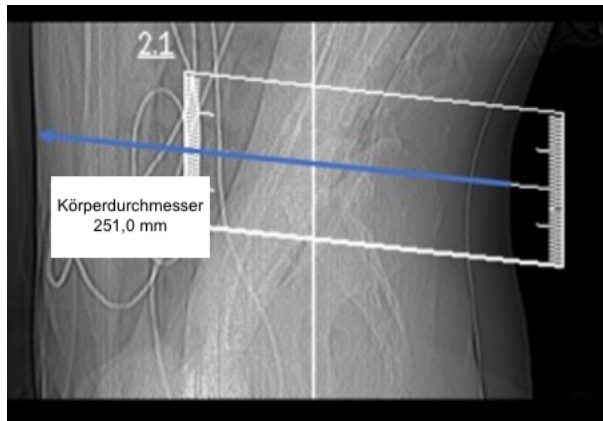


Abbildung 10: Laterales Topogramm für eine geplante lumbale Bandscheibenbiopsie bei einer 47-jährigen Frau mit Verdacht auf Spondylodiszitis auf Höhe L4/5. Die blaue Linie zeigt den antero-posterioren Körperdurchmesser (251,0 mm) (67).

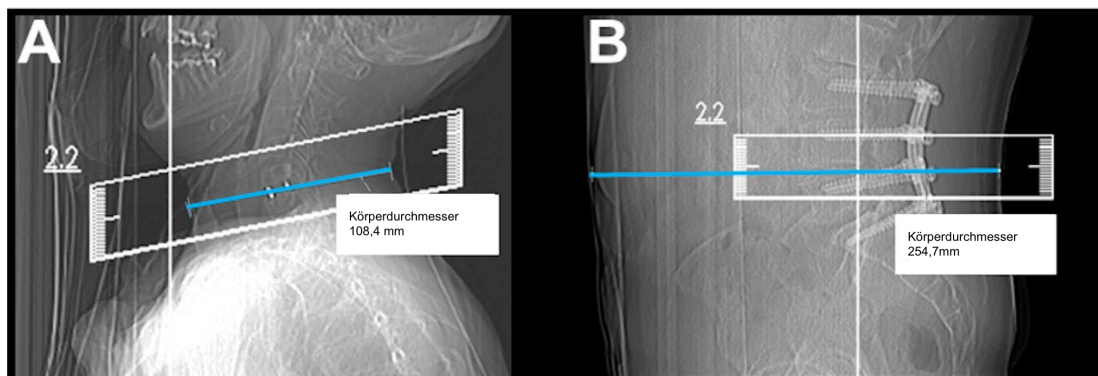


Abbildung 11: Laterale Topogramme erhalten für eine therapeutische C6-Nervenwurzelinjektion bei einer 58-jährigen Frau (A) und für eine diagnostische L4-Nervenwurzelinjektion bei einem 73-jährigen Mann (B). Die blaue Linie zeigt den anteroposterioren Körperdurchmesser 108,4 mm in (A) und 254,7 mm in (B)] (66).

## 2.4.2 Auswertung

### 2.4.2.1 Qualitativ

#### *Ischämischer Schlaganfall:*

Zwei Radiologen (Leser 1 [R1], ein staatlich geprüfter Radiologe mit 8 Jahren Berufserfahrung und Leser 2 [R2], ein Assistenzarzt mit 4 Jahren Erfahrung in der Schlaganfall-Bildgebung) bewerteten systematisch alle CT-Bilder der Patienten. Die Bewertungen wurden nach der Pseudonymisierung des Patienten durchgeführt. Die Leser wussten weder die genaue klinische Indikation, aufgrund welcher die Aufnahme angefertigt wurde, noch hatten sie Zugriff auf die Befundberichte, die während der klinischen Untersuchungen erstellt worden waren. Alle Bilder wurden getrennt bewertet und die Leser wusste auch nicht die Ergebnisse des anderen. Zudem wurde die Reihenfolge der Patientenfälle pro Leserunde (insgesamt vier Leserunden: SD\_IMR, LD\_IMR, SD\_iDose und LD\_iDose) randomisiert, wobei ein Abstand von mindestens zwei Wochen zwischen den einzelnen Runden lag, um Recall-Bias zu minimieren. Basieren auf 5-Punkt-Liebert-Skalen wurde für jedes Bild die Gesamtbildqualität, anatomische Details und die Differenzierung von GM zu WM für jedes Bild bewertet (Tabelle 7). Falls ein Verdacht auf ein Infarktareal im Sinne einer ischämischen Abgrenzung bestand, bewerteten beide Leser diese Abgrenzung auf einer weiteren 5er-Skala (65).

Tabelle 7: Bewertungsskala für die qualitative Bildauswertung (65).

| Kriterium  | Skala                     |                  |                                |     |          |
|--|---------------------------|------------------|--------------------------------|-----|----------|
|  | 1                         | 2                | 3                              | 4   | 5        |
| <b>Allgemeine Bildqualität</b>                         | Nicht<br>ausrei-<br>chend | Ausrei-<br>chend | Befriedi-<br>gend/ mit-<br>tel | Gut | Sehr gut |
| <b>Anatomische Details</b>                             |                           |                  |                                |     |          |
| <b>GM/WM-Abgrenzung</b>                                |                           |                  |                                |     |          |
| <b>Auffälligkeit der ischä-<br/>mischen Abgrenzung</b> |                           |                  |                                |     |          |



**Biopsien und PRT:**

Die Bildauswertung wurde von zwei Neuroradiologen (9 Jahre Erfahrung in der Radiologie, Leser 1 [R1] und 2 Jahre Erfahrung, Leser 2 [R2]) durchgeführt, die die Gesamtbildqualität, die Gesamtartefakte und den Bildkontrast basierend auf 5-Punkt-Likert-Skalen. Zusätzlich wurden die Bestimmung der Zielstruktur (Bandscheibe oder Wirbelkörper für die Biopsie, Nervenwurzel für die PRT-Planung), die Sicherheit für die Interventionsplanung (basierend auf den Planungsscans) und die Sicherheit für die Interventionsführung (basierend auf den sequenziellen Scans während der Durchführung der Infiltration) anhand von 3-Punkte-Likert-Skalen bewertet. Die Anzahl der Noten pro bewertetem Item und ihre Definition wurden in Übereinstimmung mit früheren Arbeiten zur halbquantitativen Bewertung von MDCT mit LD-Bildgebung gewählt (Tabelle 8, Abb. 12 und 13) ([14](#), [96](#), [100](#)).

Die Auswertungen erfolgten nach Pseudonymisierung der Patienten, und die Auswertung der SD- und LD-Daten wurden von den beiden Lesern nach dem Prinzip einer Doppel-Blindstudie durchgeführt. Darüber hinaus lagen zwischen dem Auslesen von Daten unterschiedlicher Dosierungen mindestens 2 Wochen, wobei die Reihenfolge der Patientenfälle beim Auslesen randomisiert wurde. Informationen über den Ort der geplanten periradikulären Infiltration waren beiden Lesern zugänglich, die jedoch keine Details über Akquisitions- oder Dosisseigenschaften (SD- vs. LD-Scans) erhielten. Den Lesern wurden pro Patient Bilder mit Knochen- und Weichgewebefenstern präsentiert, und sie durften die Fensterebenen bei Bedarf manuell anpassen, beginnend mit einer Standardausgabe im PACS-Viewer (Fensterlänge = 750,0, Breite = 2500,0) ([66](#), [67](#)).

Tabelle 8: Semiquantitative Kriterien für die Bildbewertung der beiden Leser R1 und R2 ([66](#), [67](#)).

|  | Skala                |                  |               |          |              |
|--|----------------------|------------------|---------------|----------|--------------|
|  | 1                    | 2                | 3             | 4        | 5            |
| <b>Allgemeine Bildqualität</b>   | Sehr gut bis perfekt | Gut bis sehr gut | Mittel        | Schlecht | unzureichend |
| <b>Artefakte</b>   | Keine                | Minimal          | Prominent     | Groß     | Erheblich    |
| <b>Bildkontrast</b>  | Sehr gut bis perfekt | Gut bis sehr gut | Mittel        | Schlecht | unzureichend |
| <b>Erkennung der Zielstruktur (Diagnostik)</b>   | Möglich              | Unsicher         | Nicht möglich | x        | x            |
| <b>Vertrauen in die Interventionsplanung (Planungsscans vor der Infiltration)</b>          | Hoch                 | Mittel           | Niedrig       | x        | X            |
| <b>Vertrauen in die Interventionsführung (Sequenzielle Scans während der Infiltration)</b> | Hoch                 | Mittel           | Niedrig       | x        | X            |

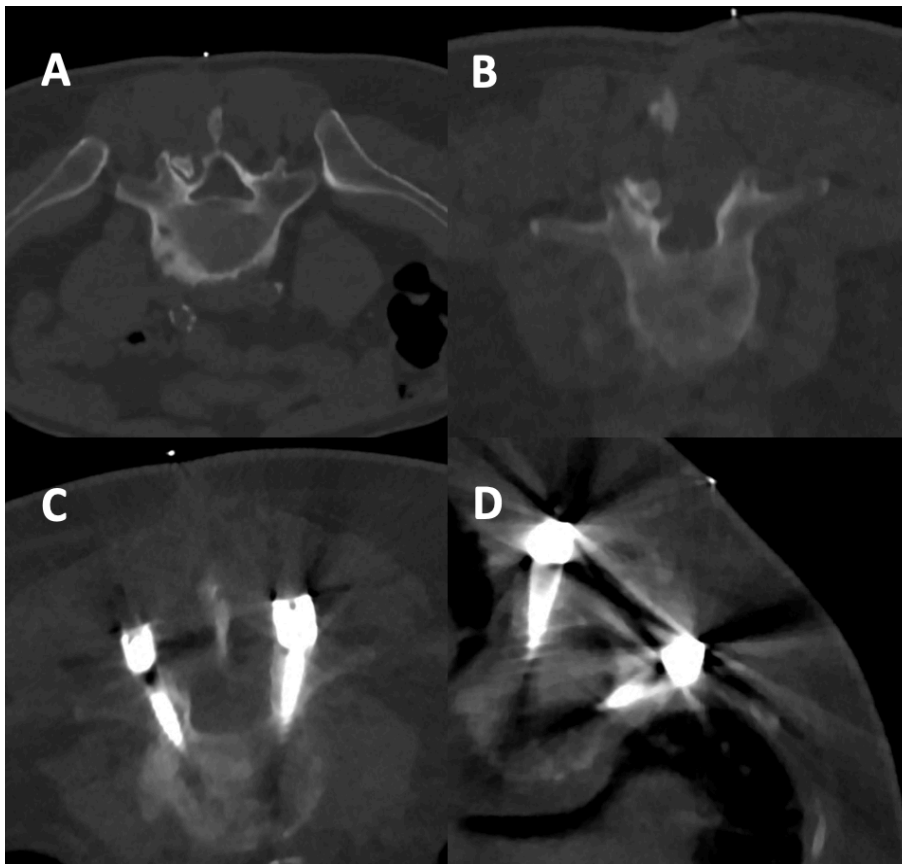


Abbildung 12: Beispiele für die Planung von Scans für lumbosakrale Wirbelsäulenbiopsien bei unterschiedlichen Patienten, die mit einem Low-Dose (LD)-Protokoll für Scans durchgeführt wurden und mit perfekter (A), guter (B), mittlerer (C) und schlechter (D) allgemeiner Bildqualität bewertet wurden ([67](#)).

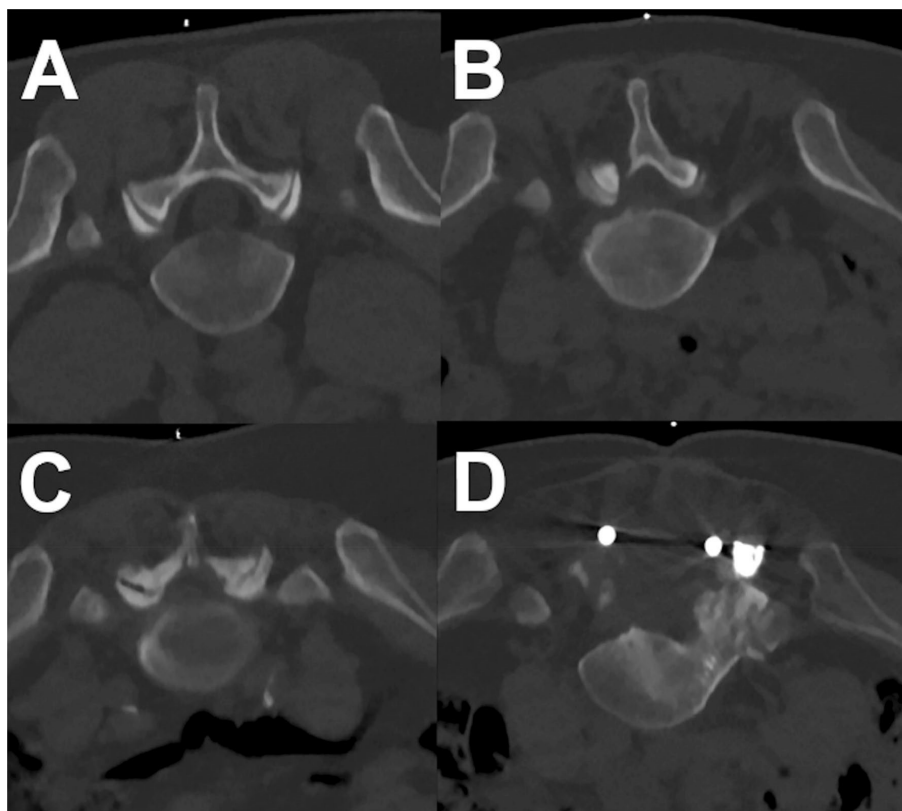


Abbildung 13: Beispiel für einen Planungsscan für eine rechtsseitige Injektion der Wurzel des Nerv L5 beim unterschiedlichen Patienten, die mit einem Low-Dose (LD)-Protokoll für Scans durchgeführt wurden und mit perfekter (A), guter (B), mittlerer (C) und schlechter (D) allgemeiner Bildqualität bewertet wurden (66).

#### 2.4.2.2 Quantitativ

##### *Ischämischer Schlaganfall:*

Für die quantitative Bildanalyse wurde ein Bewertungsmuster verwendet, das bereits aus früheren Studien bekannt ist (5, 37, 71, 79). Dieses sieht wie folgt aus: Auf Höhe der Basalganglien und des dritten Ventrikels wird ein axialer Schnitt gemacht. Das entsprechende Bild wird in drei gleich große „Regions of Interest“ (ROIs) pro Patient geteilt (Abbildung 14A) um in den einzelnen Arealen die Abschwächungen (in HU) zu messen. Eine ROI wurde verwendet, um die Abschwächung von WM im linken (oder im Fall von Ischämie nicht betroffenen) Frontallappen zu messen. Die beiden weiteren

ROIs wurden platziert, um zu einen das thalamische GM und zu anderen das WM des hinteren Schenkels der inneren Kapsel auf der linken Seite (oder, wenn von einer ischämischen Demarkation betroffen, auf der nicht betroffenen rechten Seite) zu messen. Bei ischämischer Abgrenzung wurde ein weiterer axiale Schnitt auf dieser Abgrenzungsebene gemacht und zwei weitere kreisförmige ROIs wurden gesetzt. Eine im Kern des abgegrenzten ischämischen Bereichs und eine innerhalb derselben Hirnregion der nicht betroffenen kontralateralen Hemisphäre (Abbildung 14B) (65).

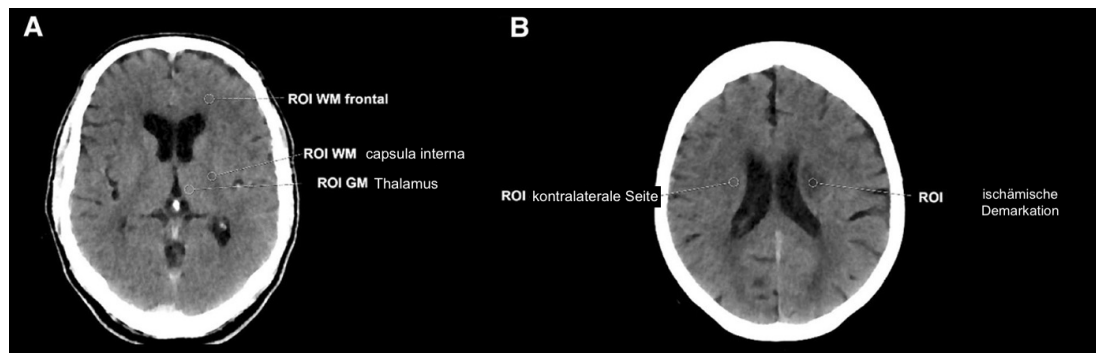


Abbildung 14: Ein ROI (A) wurde platziert für die weiße Substanz des linken Frontallappens, der linken inneren Kapsel und der grauen Substanz (GM) des linksseitigen Thalamus (axiale Schicht auf Höhe der Basalganglien und des dritten Ventrikels). Der zweite ROI (B) fand seine Platzierung innerhalb der ischämischen Abgrenzung (angrenzend an den linken Seitenventrikel) und innerhalb eines homologen, nicht betroffenen Bereichs der kontralateralen Hemisphäre (axiale Schicht auf der Ebene der ischämischen Abgrenzung) (65).

Für die jeweiligen ROIs (Thalamus, das frontale WM und der hintere Schenkel der inneren Kapsel der linken oder nicht betroffenen Hemisphäre) wurde das Signal-Rausch-Verhältnis mit der folgenden Formel berechnet:

$$SNR = \frac{\text{Mittlere Abschwächung ROI}}{\text{StdDev der mittleren Abschwächung ROI}}$$

Zusätzlich wurde der CNR für die GM/WM-Differenzierung unter Verwendung der folgenden Formeln sowohl für alle Patienten zusammen als auch nur für Patienten mit ischämischer Abgrenzung wie folgt berechnet:

$$CNR_{all\ patients}$$

$$= \frac{\text{Mittlere Abschwächung ROI GM} - \text{mittlere Abschwächung ROI WM frontal}}{\text{StdDev der mittleren Abschwächung ROI GM} + \text{StdDev der mittleren Abschwächung ROI WM frontal}}$$

$$CNR_{patients\ ischemia}$$

$$= \frac{\text{Mittlere Abschwächung ROI within ischemic area} - \text{mittlere Abschwächung ROI kontralateral}}{\text{StdDev der mittleren Abschwächung ROI ischemic area} + \text{StdDev der mittleren Abschwächung ROI kontralateral}}$$

(65)

### **Biopsien und PRT:**

Nach der halbquantitativen Bewertung der Biopsien und PRTs anhand der Likert-Skala erfolgte auch hier die quantitative Bewertung durch die Messung des Bildrauschens.

Dies wurde erreicht, indem auf den axialen CT-Querschnitten der jeweiligen Injektionsebene kreisförmige Interessenbereiche (ROIs) von ~10 mm<sup>2</sup> manuell platziert und die Standardabweichung (StDev) der Dämpfung in Hounsfield-Einheiten (HU) in den Psoas-Muskeln für lumbosakrale und Trapezius-Muskeln für zervikale Eingriffe gemessen wurden (2, 83). Bei jedem Patienten wurden drei getrennte Messungen durchgeführt. Diese Lagen bei den Biopsien entweder im M. psoas oder im M. trapezius (Abbildung 15) und bei den PRTs entweder innerhalb der Psoas- oder der Halsmuskulatur (Abbildung 16). Es wurden je drei Messungen an drei verschiedenen Regionen durchgeführt, um einen Mittelwert als Ersatzmaß für eine spätere Analyse zu erhalten. Die erhaltenen Werte der drei ROIs wurden pro Patient gemittelt (67) (66).

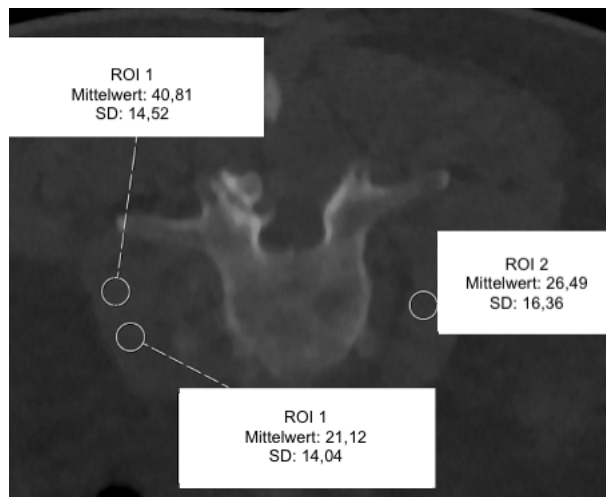


Abbildung 15: Messung des Bildrauschens bei einer geplanten lumbosakralen Biopsie. Drei Messungen innerhalb des Psoas-Muskels wurden durchgeführt, um Dämpfungswerte von manuell platzierten kreisförmigen ROIs abzuleiten (67).

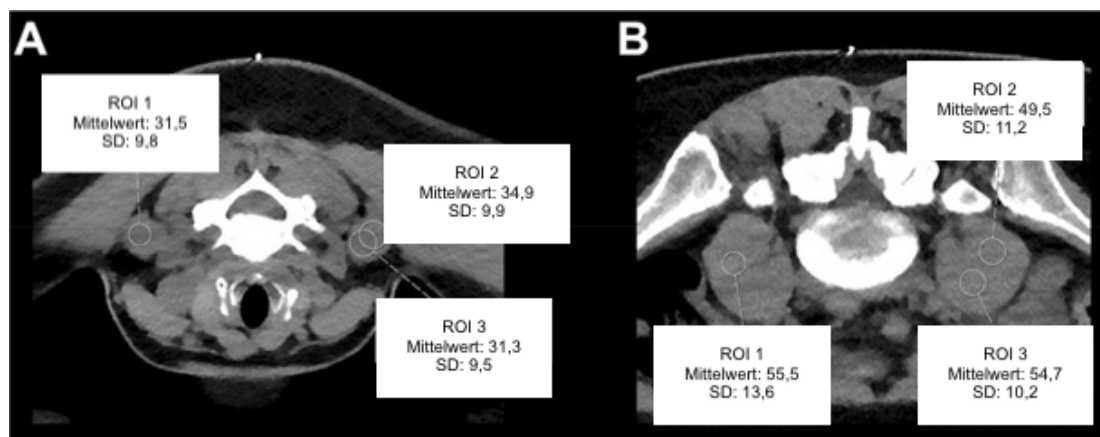


Abbildung 16: Messung des Bildrauschens für eine geplante linksseitige diagnostische C5-Nervenwurzelinjektion bei einer 41-jährigen Frau (A) und eine geplante linksseitige L5-Nervenwurzelinjektion bei einem 34-jährigen Mann (B). In diesen beiden exemplarischen Patientenfällen wurden Scans mit Standarddosis (SD) durchgeführt. Drei Messungen der Dämpfungswerte des Gebärmutterhals- oder Psoasmuskels wurden aus drei zirkulären Regionen von Interesse (ROIs) abgeleitet (66).

### 2.4.2.3 Statistische Analyse

Für die statistische Datenanalyse und -auswertung wurden die Programme GraphPad Prism (Version 6.0; GraphPad Software Inc.) und SPSS (Version 25.0 für cCTs, 28.0 für Biopsie und 20 für PRT; IBM SPSS Statistics for Windows, IBM, Armonk, NY, USA) verwendet. Das Signifikanzniveau<sup>6</sup> wurde auf  $P^7 < 0,05$  festgesetzt.

Sowohl für die Patientendaten, Scanparameter, Dosisprotokoll als auch für die Ergebnisse der quantitativen und qualitativen Auswertungen wurden Statistiken einschließlich Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung (StdDev), Mittelwert, Bereich (Minimal- und Maximalwert) und absolute Häufigkeiten berechnet. Friedman-Tests wurden zwischen dem aus SD\_IMR-, LD\_IMR-, SD\_iDose- und LD\_iDose-Daten abgeleiteten SNR für GM, gemessen im Thalamus, sowie für frontales WM und die innere Kapsel, durchgeführt, gefolgt von Dunns Mehrfachvergleichstest als Post-hoc-Analyse. In ähnlicher Weise wurden Friedman-Tests für das CNR von GM/WM zwischen SD\_IMR-, LD\_IMR-, SD\_iDose- und LD\_iDose-Daten für alle eingeschlossenen Patienten durchgeführt, wiederum unter Verwendung von Dunns Mehrfachvergleichstest als Post-hoc-Test. Bei Patienten mit nachgewiesener ischämischer Demarkation wurden Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests für das CNR des nicht betroffenen/abgegrenzten Parenchyms für SD\_IMR- versus SD\_iDose- bzw. LD\_IMR- versus LD\_iDose-Daten durchgeführt ([65](#)).

---

<sup>6</sup> Das Signifikanzniveau beschreibt die maximale Wahrscheinlichkeit, dass die Nullhypothese fälschlicherweise abgelehnt wird.

<sup>7</sup> Der P-Wert ist die Wahrscheinlichkeit, dass die Nullhypothese wahr ist. Wenn der p-Wert kleiner ist als das gewählte Signifikanzniveau, ist das Ergebnis statistisch signifikant und die Nullhypothese kann abgelehnt werden (92. Sill H. Signifikanzniveau einfach erklärt mit Beispiel 2021; zitiert am 23.10.2022]. Stand 16.05.2022. [https://www.scribbr.de/statistik/signifikanzniveau/..](https://www.scribbr.de/statistik/signifikanzniveau/)



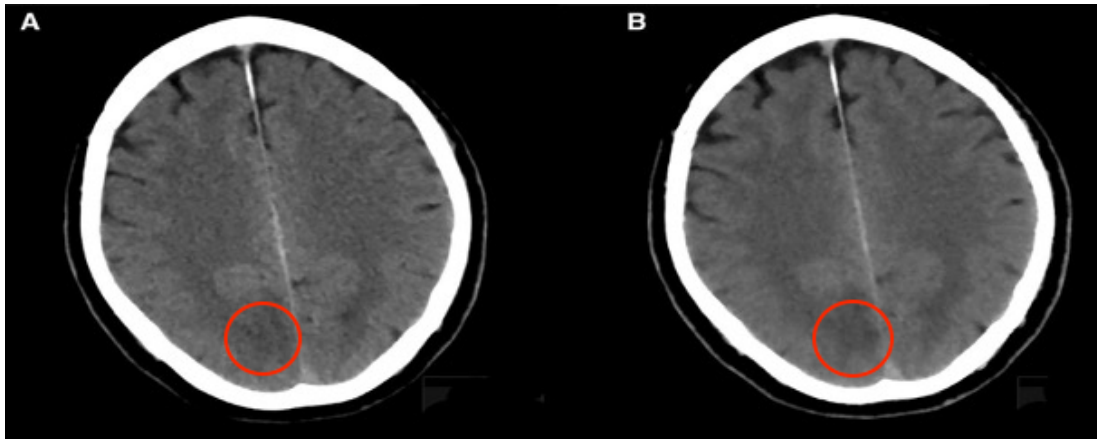


Abbildung 17: Patientenbeispiel einer ischämischen Demarkation rechts parieto okzipital eines 63-jährigen Mannes mit Sehstörung. (A) Axiale Schicht eines LD-Protokolls unter Verwendung eines hybriden Rekonstruktionsalgorithmus (LD\_iDose); (B) Entsprechende axiale Schicht mit LD, Rekonstruktion kombiniert mit einem modellbasierten iterativen Bildrekonstruktionsalgorithmus (LD\_IMR); Der demarkierte Bereich (parieto-okzipital parafalzin, rechte Hemisphäre) ist in (B) deutlicher dargestellt, was einem höheren Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR) entspricht (65). Jedoch ist diese Beurteilung sehr subtil. Sicher abgegrenzt werden kann der Infarkt jedoch nur im direkten Seitenvergleich.

### ***Ischämischer Schlaganfall:***

Übereinstimmungen der beiden Leser in der qualitativen Bewertung bezüglich der Gesamtbildqualität, der Darstellung anatomischer Details und der Unterscheidung von GM/WM unter Berücksichtigung aller eingeschlossenen Patienten und der Auffälligkeit des abgegrenzten ischämischen Parenchyms gegenüber dem gesunden Gewebe (bei Patienten mit nachgewiesener ischämischer Abgrenzung) wurden gewichtet nach dem Kappa-Koeffizient nach Cohen ( $\kappa$ ). Für SD\_IMR, LD\_IMR, SD\_iDose und LD\_iDose wurde  $\kappa$  zwischen R1 und R1 separat berechnet. Darüber hinaus wurden Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests durchgeführt, um die Bewertungen für SD\_IMR mit SD\_iDose und LD\_IMR mit LD\_iDose für jeden Leser separat zu vergleichen. Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests wurden ebenfalls durchgeführt, um Unterschiede im CTDIvol oder im DLP zwischen SD- und LD-Bildern zu untersuchen (65).

***Biopsie und PRT:***

Deskriptive Statistiken mit absoluten oder relativen Häufigkeiten, Mittelwert und Standardabweichung wurden für Demografie, Interventionscharakteristika und Dosismessungen sowie für die von jedem Leser vergebenen Punktzahlen für die einzelnen Punkte der Bildbewertung (mittels Likert-Skala) und Schwächungsmessungen (in HU) für die quantitative Bildbewertung berechnet. Das gewichtete Cohen-Kappa ( $\kappa$ ) wurde berechnet, um die Übereinstimmung zwischen den Lesern in Bezug auf die Bewertung der Gesamtbildqualität, der Gesamtartefakte, des Bildkontrasts, der Bestimmung der Zielstruktur (Bandscheibe oder Wirbelkörper bzw. Nervenwurzel) und des Vertrauens in die Interventionsplanung und periprozedurale Führung während der Untersuchung zu bewerten Biopsie. Darüber hinaus wurden Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests für jeden Leser durchgeführt, um die Ergebnisse der Bildauswertung der Leser zwischen den Scans zu vergleichen, die mit SD und LD erfasst wurden. Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests wurden auch durchgeführt, um Messungen des Bildrauschens zwischen SD- und LD-Scans, Demografien und Dosiseigenschaften zu vergleichen (67) (66).

### 3. Ergebnisse

#### 3.1 Kohorte

##### *Ischämischer Schlaganfall:*

Die Merkmale von 131 Patienten (Durchschnittsalter:  $74,2 \pm 14,3$  Jahre; Altersspanne: 26,8 – 95,6 Jahre; 67 Frauen) erfüllten unsere Einschlusskriterien. Das mittlere Intervall zwischen anfänglicher SD- und Verlaufs-LD-Bildgebung betrug  $1,4 \pm 1,7$  Tage (Bereich: 0–10 Tage) und das mittlere Intervall zwischen anfänglicher SD-MDCT und MRT betrug  $2,3 \pm 2,3$  Tage (Bereich: 2–13 Tage). Bei MDCT-Erstuntersuchungen wurden Gefäßverschlüsse in der CT-Angiographie bei 80 Patienten identifiziert, Perfusionsdefizite in der CT-Perfusion hingegen wurden bei 83 Patienten festgestellt. Eine ischämische Abgrenzung wurde anfänglich bei 26 Patienten festgestellt und konnte laut beiden Lesern bei 64 Patienten in der nachfolgenden LD-Bildgebung erkannt werden. Die ischämische Erkrankung bei diesen Patienten wurde durch DWI-Sequenzen bestätigt, die aus der MRI (Magnetic resonance imaging) stammen. Einen Überblick über die Merkmale eines ischämischen Schlaganfalls gibt Tabelle 9 (65).

Tabelle 9: Merkmale eines ischämischen Schlaganfalls (65)

| Bereich   | SD- Bildgebung | LD-Bildgebung |
|---|----------------|---------------|
| <b>Ischämische Abgrenzung</b> (gesamte Patientenzahl) | 26             | 64            |
| Bereich der Arteria cerebri media                     | 18             | 27            |
| Bereich der Arteria cerebri anterior                  | 0              | 1             |
| Bereich der Arteria cerebri posterior                 | 2              | 4             |
| Basalganglien   | 0              | 13            |
| Disseminiert  | 0              | 1             |
| Infratentoriell                                       | 4              | 10            |

|                              |    |    |
|------------------------------|----|----|
| Mehrere Bereiche             | 2  | 8  |
| <b>Seite der Demarkation</b> |    |    |
| Rechte Hemisphäre            | 11 | 20 |
| Linke Hemisphäre             | 11 | 35 |
| Beide Hemisphären            | 4  | 9  |

**Biopsie:**

Insgesamt wurden 96 Patienten in diese Studie aufgenommen, die unsere festgelegten Matching-Einschluss Kriterien erfüllten (48 Patienten mit SD-Bildgebung und 48 Patienten mit LD-Bildgebung). In beiden Gruppen waren 26 Patienten weiblich und 22 Patienten männlich. Bei 34 Patienten pro Gruppe wurde die Indikation zur Bandscheibenbiopsie gestellt, bei 14 Patienten pro Gruppe wurde eine Wirbelkörperbiopsie durchgeführt. Sieben Patienten pro Gruppe hatten metallische Implantate (z. B. nach dorsaler Wirbelsäuleninstrumentierung) innerhalb des für den Eingriff gewählten FOV. Der Verdacht auf Tumor oder Metastasen stellte bei 11 Patienten der LD-Gruppe und bei 12 Patienten der SD-Gruppe die Indikation zur Biopsie dar, bei den restlichen Patienten erfolgte eine Biopsie aufgrund des Verdachts auf entzündliche Prozesse (z. B. Spondylodiszitis).

Es gab keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen Patienten für SD- im Vergleich zu den LD-Scans in Bezug auf Alter, Körperdurchmesser oder Anzahl der sequenziellen Scans, die während der Durchführung des Eingriffs erforderlich waren (Tabelle 10). Darüber hinaus wurden bei keiner der Biopsien, die entweder mit dem SD- oder dem LD-Protokoll durchgeführt wurden, größere periprozedurale Komplikationen (z. B. Blutungen) berichtet. Die Abbildungen 18 und 19 zeigen beispielhafte Patientenfälle (67).

Tabelle 10: Kohorte und Durchführungsmerkmale (67).

|  | SD          | LD          | <i>p</i> |
|--|-------------|-------------|----------|
| Alter (in Jahren, Mittelwert ± StDev)                      | 67,7 ± 12,9 | 69,5 ± 12,7 | 0,65     |
| Körperdurchmesser am Topogramm (in cm, Mittelwert ± StDev) | 27,7 ± 5,2  | 25,9 ± 4,2  | 0,44     |
| Anzahl der Scans während der Intervention (n)              | 13,1 ± 4,7  | 13,9 ± 6,4  | 0,19     |

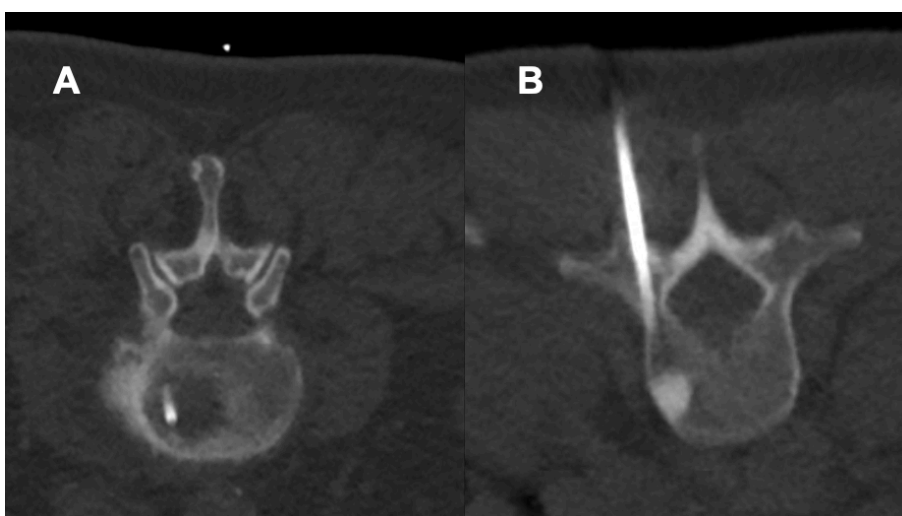


Abbildung 18: Exemplarische Patientenfälle für eine L3-Knochenbiopsie bei Verdacht auf Knochentumor bei einem 77-jährigen Mann mittels Scanning mit Standarddosis (SD; A) und eine L1-Knochenbiopsie bei einer 49-jährigen Frau mit Verdacht auf Knochenmetastasierung aus bekannter Brustkrebs durch Scannen mit niedriger Dosis (LD; B). Die Scans wurden mit ausgezeichneter Bildqualität und hohem Vertrauen in die Planungs- und Eingriffsführung bewertet (67).

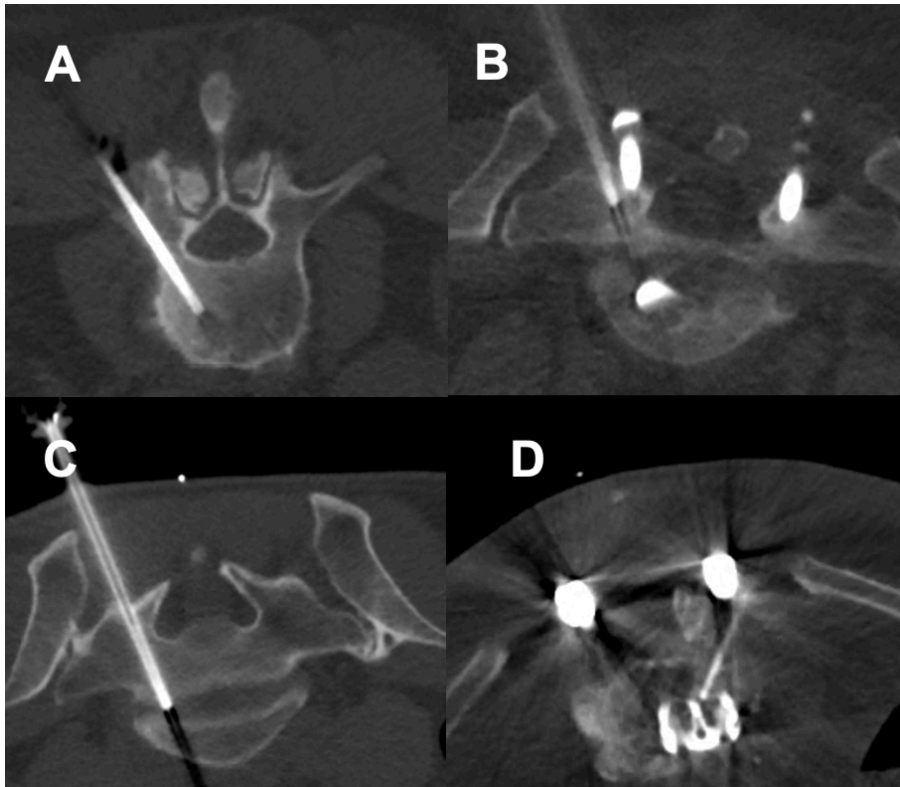


Abbildung 19: Exemplarische Patientenfälle für Bandscheibenbiopsien aufgrund des Verdachts auf eine Spondylodiszitis mit Scanning mit Standarddosis (SD; A, B) und Scanning mit niedriger Dosis (LD; C, D). Die obere Reihe zeigt eine L2/3-Bandscheibenbiopsie einer 66-jährigen Frau (A) und eine L5/S1-Bandscheibenbiopsie einer 58-jährigen Frau mit Artefakten aufgrund einer spinalen Instrumentierung (B). Die zweite Reihe zeigt eine L5/S1-Bandscheibenbiopsie bei einem 48-jährigen männlichen Patienten (C) und eine L4/5-Bandscheibenbiopsie bei einem 80-jährigen Mann mit Artefakten aufgrund einer spinalen Instrumentierung (67).

**PRT:**

Insgesamt identifizierten wir eine Gesamtzahl von 324 geeigneten Probanden (175 Fälle mit LD-Scans und 149 Fälle mit SD-Scans). Von diesen Fällen wurden 204 übereinstimmende Fälle ausgewertet (102 SD-Scans und 102 LD-Scans). Gemäß Übereinstimmungskriterien waren 51,0 % der Patienten in beiden Gruppen weiblich, und 83,3 % der periradikulären Infiltrationen wurden an der Lumbosakralen und 16,7 % der periradikulären Infiltrationen an der Halswirbelsäule durchgeführt. Es gab keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Patienten für SD- und LD-Scans in Bezug auf Alter, Körperdurchmesser oder Anzahl der aufeinanderfolgenden Scans, die während der Durchführung der periradikulären Infiltrationen erforderlich waren (Tabelle 11). Bei keiner der periradikulären Infiltrationen wurden größere periprozedurale Komplikationen (z. B. Blutungen) berichtet. Beispielhafte Patientenfälle sind in den Abbildung 20, 21 und 22 ([66](#)).

Tabelle 11: Kohorte und Durchführungsmerkmale ([66](#))

|  | SD            | LD            | <i>p</i> |
|--|---------------|---------------|----------|
| Alter (in Jahren, Mittelwert ± StDev)                      | 64.,8 ± 14.,1 | 64,14 ± 14,43 | 0,89     |
| Körperdurchmesser am Topogramm (in cm, Mittelwert ± StDev) | 21,51 ± 4,64  | 21,56 ± 4,58  | 0,64     |
| Anzahl der Scans während der Intervention (n)              | 7,75 ± 5,87   | 7,94 ± 4,43   | 0,86     |
| Gesamtzeit der Intervention (in min, Mittelwert ± StDev)   | 16,62 ± 7,35  | 14,95 ± 10,92 | 0,01     |

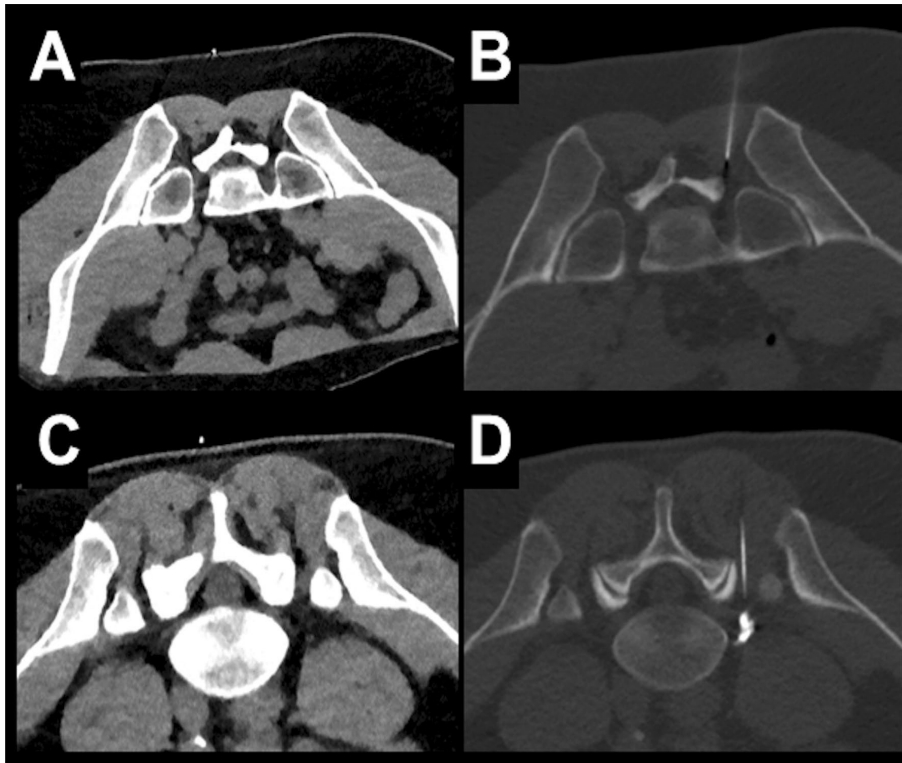


Abbildung 20: Beispiele für Planungsscans und periprozedurale Führungsscans für eine linksseitige diagnostische S1-Nervenwurzelinjektion bei einem 23-jährigen Mann mit Scanning mit Standarddosis (SD; A, B) und einer linksseitigen L5-Nervenwurzelinjektion bei einem 53-jährigen Mann mit Scanning mit niedriger Dosis (LD; C, D). Die Scans wurden mit ausgezeichneter Bildqualität und hohem Vertrauen in die Planungs- und Eingriffsführung bewertet ([66](#)).



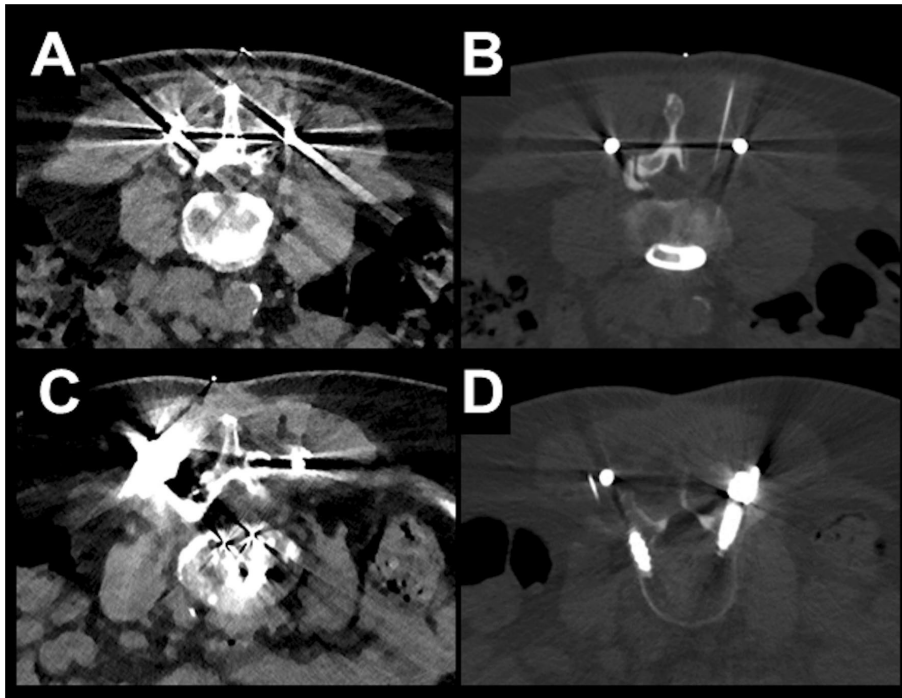


Abbildung 21: Beispiele für Planungsscans und periprozedurale Führungsscans für eine linksseitige diagnostische L3-Nervenwurzelinjektion bei einem 70-jährigen Mann mit Scanning mit Standarddosis (SD; A, B) und einer rechtsseitigen L4-Nervenwurzelinjektion bei einem 70-jährigen -jährige Frau durchgeführt mit niedriger Dosis (LD; C, D). Beide Patienten hatten sich einer dorsalen Stabilisierung mit Metallbeschlägen unterzogen. Die Gesamtbildqualität wurde für jeden Scan als schlecht bewertet, was zu einem geringen Vertrauen in die Planung und Interventionsanleitung führte ([66](#)).

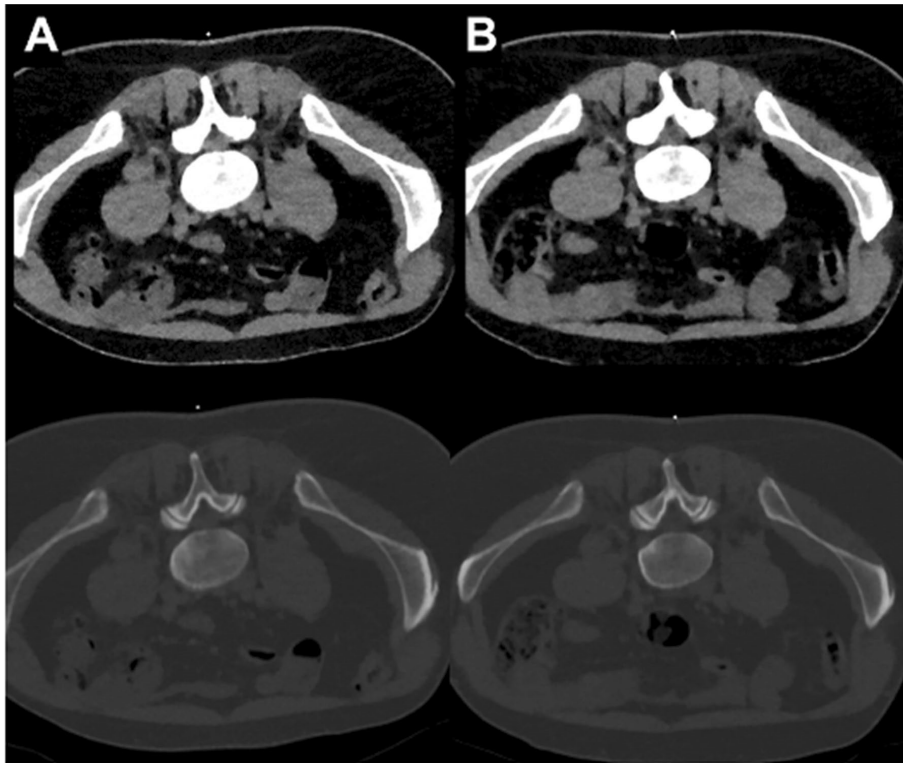


Abbildung 22: Beispiele für Planungsaufnahmen (Knochen- und Weichteilfensterung) einer rechtsseitigen L5-Nervenwurzelinjektion bei einem 42-jährigen Mann mit Aufnahme mit niedriger Dosis (LD; A) und Aufnahme mit Standarddosis (SD; B). Akquisitionen wurden im Abstand von 14 Monaten durchgeführt. Beide Scans wurden mit einer hervorragenden Gesamtbildqualität und einem hohen Vertrauen in die Interventionsplanung bewertet ([66](#)).

## 3.2 Ergebnisse der quantitativen Auswertung

### *Ischämischer Schlaganfall:*

Vergleicht man die SNR der GM im Thalamus mit der SNR der frontalem WM und der inneren Kapsel zeigte SD\_IMR jeweils die höchsten Werte (Mittelwert  $\pm$  StdDev: GM:  $24,7 \pm 7,9$ ; WM frontal:  $17,1 \pm 4,2$ ; WM innere Kapsel:  $20,2 \pm 7,5$ ), gefolgt von LD\_IMR, SD\_iDose und LD\_iDose. Der Vergleich der SNRs zwischen SD\_IMR, LD\_IMR, SD\_iDose und LD\_iDose für die in den verschiedenen Strukturen gemessenen SNRs ergab einen statistisch signifikanten Unterschied ( $P < 0,01$ ), jedoch war der Vergleich zwischen Bildern mit IMR laut Post-hoc-Tests nicht signifikant.

In ähnlicher Weise wurden für das CNR von GM/WM bei allen untersuchten Patienten die höchsten Werte für SD\_IMR (Mittelwert  $\pm$  StdDev:  $5,9 \pm 2,0$ ) erzielt, gefolgt von den Ergebnissen für LD\_IMR, SD\_iDose und LD\_iDose (Abbildung 23). Der Vergleich von SD\_IMR, LD\_IMR, SD\_iDose und LD\_iDose ergab einen statistisch signifikanten Unterschied ( $P < 0,01$ ), jedoch waren Post-hoc-Tests von SD\_IMR verglichen mit LD\_IMR statistisch nicht signifikant. Bei Patienten mit ischämischem Schlaganfall und nachgewiesener ischämischer Demarkation gab es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Bildern, die mit iDose und IMR rekonstruiert wurden. Sowohl bei SD (Mittelwert  $\pm$  StdDev: SD\_IMR:  $4,4 \pm 3,1$ ; SD\_iDose:  $3,5 \pm 2,3$ ;  $P < 0,0001$ ) als auch bei LD-Bildgebung (Mittelwert  $\pm$  StdDev: LD\_IMR:  $4,6 \pm 2,9$ ; LD\_iDose:  $3,2 \pm 2,1$ ;  $P < 0,0001$ ) führte die Anwendung von IMR zu einem signifikant höheren CNR (Abbildung 23). Eine Zusammenfassung der quantitativen Auswertung gibt Tabelle 12 ([65](#)).

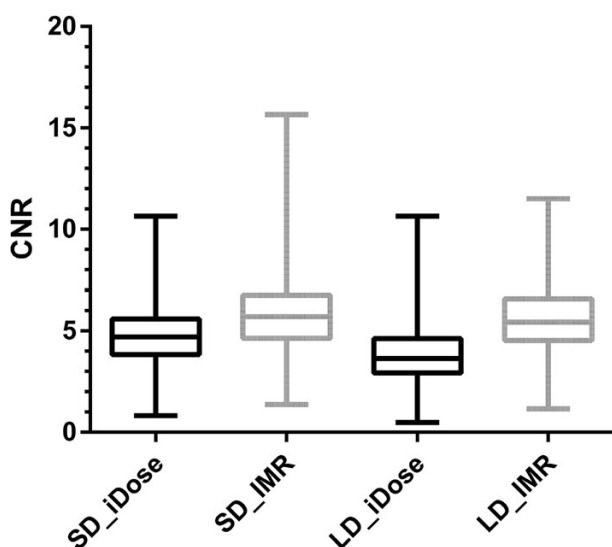


Abbildung 23: Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR) von grauer Substanz (GM) / weißer Substanz (WM) für alle eingeschlossenen Patienten mit Standarddosis (SD; SD\_iDose & SD\_IMR) und niedrige Dosis (LD; LD\_iDose & LD\_IMR)

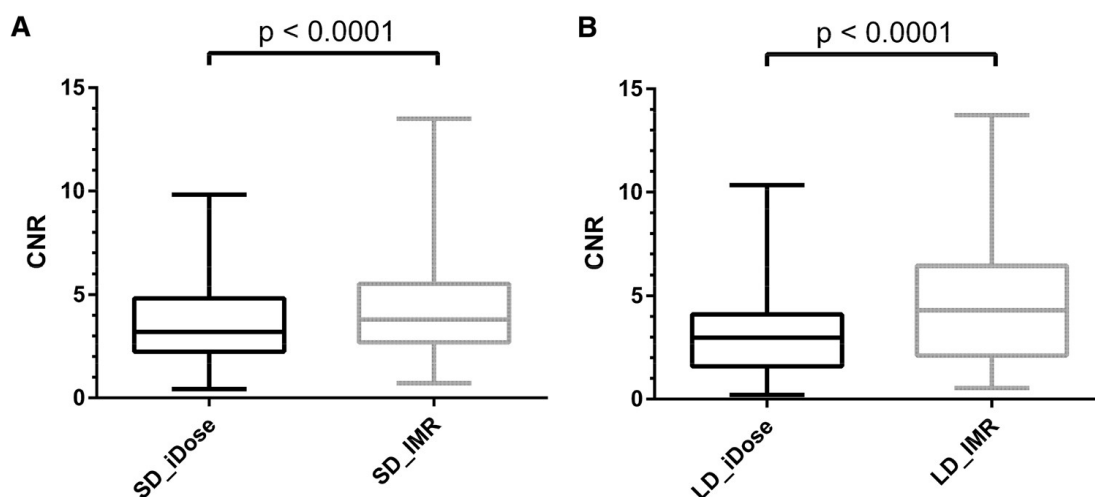


Abbildung 24: Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR) bei Patienten mit ischämischer Demarkation des kontralateralen gesunden Parenchyms mit Standarddosis (SD; SD\_iDose & SD\_IMR; A) und niedrige Dosis (LD; LD\_iDose & LD\_IMR; B) (65).

Tabelle 12: Ergebnisse der quantitativen Bildauswertung unter Verwendung des Mittelwerts  $\pm$  Standardabweichung (StdDev) für Messungen. Bilder, die beim Scannen

mit Standarddosis (SD; SD\_iDose & SD\_IMR) und niedrige Dosis (LD; LD\_iDose & LD\_IMR) (65).

| Rekonstruktion                | Mittelwert $\pm$ StdDev | Bereich   | P                     | Dunn's post-hoc Test  |                       |             |   |
|-------------------------------|-------------------------|-----------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-------------|---|
|                               |                         |           |                       | Vergleich             | Rangsummenunterschied | Signifikanz |   |
| <b>SNR-GM Thalamus</b>        |                         |           |                       |                       |                       |             |   |
| SD_iDose                      | 20,6 $\pm$ 6,2          | 10,2–48,8 | < 0,01                | SD_iDose vs. SD_IMR   | – 88,0                | *           |   |
|                               |                         |           |                       | SD_iDose vs. LD_iDose | 116,0                 | *           |   |
| SD_IMR                        | 24,7 $\pm$ 7,9          | 11,9–64,3 |                       | SD_iDose vs. LD_IMR   | – 78,0                | *           |   |
|                               |                         |           |                       | SD_IMR vs. LD_iDose   | 204,0                 | *           |   |
| LD_iDose                      | 16,1 $\pm$ 6,9          | 7,7–58,7  |                       | SD_IMR vs. LD_IMR     | 10,0                  | n.s         |   |
| LD_IMR                        | 23,3 $\pm$ 5,8          | 13,4–50,3 |                       | LD_iDose vs. LD_IMR   | – 194,0               | *           |   |
| <b>SNR-WM frontal</b>         |                         |           |                       |                       |                       |             |   |
| SD_iDose                      | 14,9 $\pm$ 5,3          | 6,7–54.,  |                       | < 0,01                | SD_iDose vs. SD_IMR   | – 104,0     | * |
|                               |                         |           | SD_iDose vs. LD_iDose |                       | 102,0                 | *           |   |
| SD_IMR                        | 17,1 $\pm$ 4,2          | 8,2–29.,  | SD_iDose vs. LD_IMR   |                       | – 88,0                | *           |   |
|                               |                         |           | SD_IMR vs. LD_iDose   |                       | 206,0                 | *           |   |
| LD_iDose                      | 12,2 $\pm$ 4,1          | 5,1–35,8  | SD_IMR vs. LD_IMR     |                       | 16,0                  | n.s         |   |
| LD_IMR                        | 16,8 $\pm$ 4,5          | 4,9–27,9  | LD_iDose vs. LD_IMR   |                       | – 190,0               | *           |   |
| <b>SNR-WM capsula interna</b> |                         |           |                       |                       |                       |             |   |
| SD_iDose                      | 16,9 $\pm$ 5,4          | 7,8–33,4  | < 0,01                |                       | SD_iDose vs. SD_IMR   | – 97,0      | * |
|                               |                         |           |                       | SD_iDose vs. LD_iDose | 116,0                 | *           |   |
| SD_IMR                        |                         |           |                       | SD_iDose vs. LD_IMR   | – 57,0                | *           |   |

|                  |            |          |        |                       |         |     |
|------------------|------------|----------|--------|-----------------------|---------|-----|
|                  | 20,2 ± 7,5 | 3,7–73,3 |        | SD_IMR vs. LD_iDose   | 213,0   | *   |
| LD_iDose         | 13,3 ± 4,4 | 6,7–31,6 |        | SD_IMR vs. LD_IMR     | 40,0    | n.s |
| LD_IMR           | 18,6 ± 5,5 | 6,1–39,7 |        | LD_iDose vs. LD_IMR   | - 173,0 | *   |
| <b>CNR-GM/WM</b> |            |          |        |                       |         |     |
| SD_iDose         | 4,8 ± 1,6  | 0,8–10,6 | < 0.01 | SD_iDose vs. SD_IMR   | - 105,0 | *   |
|                  |            |          |        | SD_iDose vs. LD_iDose | 111,0   | *   |
|                  |            |          |        | SD_iDose vs. LD_IMR   | - 84,0  | *   |
| SD_IMR           | 5,9 ± 2,0  | 1,4–15,. |        | SD_IMR vs. LD_iDose   | 216,0   | *   |
| LD_iDose         | 3,8 ± 1,4  | 0,5–10,6 |        | SD_IMR vs. LD_IMR     | 21,0    | n.s |
| LD_IMR           | 5,6 ± 1,9  | 1,2–11,5 |        | LD_iDose vs. LD_IMR   | - 195,0 | *   |

n.s nicht statistisch signifikant. \* Statistisch signifikant.

### **Biopsie und PRT:**

Insgesamt war das Rauschen gemäß quantitativer Auswertung unter Verwendung von Muskelschwächungswerten zwischen Scans, die mit SD- und LD-Dosis erfasst wurden, vergleichbar. Werte für die Scans, die zur Planung des interventionellen Eingriffs der Biopsien durchgeführt wurden, betragen: SD: 14,62 ± 2,83 HU vs. LD: 15,45 ± 3,22 HU; p = 0,24. Analog dazu die Werte für die PRTs: SD: 13,13 ± 3,66 HU vs. LD: 13,37 ± 4,08 HU; p = 0,85 ([67](#)) ([66](#)).

### 3.3 Ergebnisse der qualitativen Auswertung

#### *Ischämischer Schlaganfall:*

Nach qualitativer Auswertung wurde die Gesamtbildqualität im Durchschnitt für SD\_IMR, LD\_IMR, SD\_iDose und LD\_iDose als sehr gut bewertet. Diese Bewertung erfolgte mit nahezu perfekter Übereinstimmung zwischen den Lesern (Bereich von  $\kappa$ : 0,82–0,93) und ohne einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen SD\_IMR versus SD\_iDose für beide Leser. Zwischen LD\_IMR und LD\_iDose galt dies jedoch nur für R1 ( $P > 0,05$ ). Ebenso einig waren sich die Leser bezüglich einer hohen anatomischen Detailgenauigkeit bei allen untersuchten Daten mit einer Übereinstimmung im Bereich von  $\kappa$ : 0,61–0,89. Obwohl es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen SD\_IMR und SD\_iDose ( $P > 0,05$ ) gab, hatte der Rekonstruktionsalgorithmus Auswirkungen auf die anatomischen Details für LD-Bilder, wobei statistisch signifikant bessere Werte von beiden Lesern für diejenigen Bilder vergeben wurden, die mit IMR rekonstruiert wurden ( $P < 0,01$ ; Tabelle 13). Für alle untersuchten Daten wurde eine sehr gute Differenzierung zwischen GM und WM beobachtet, mit einer zumindest moderaten bis nahezu perfekten Übereinstimmung unter den Lesern (Bereich von  $\kappa$ : 0,44–0,89). Nach Einschätzungen beider Leser wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen SD\_IMR und SD\_iDose ( $P > 0,05$ ) beobachtet, während statistisch signifikant bessere Werte für LD-Daten erzielt wurden, die mit IMR rekonstruiert wurden, verglichen mit iDose ( $P < 0,01$ ; Tabelle 13). Bei Patienten mit abgegrenztem ischämischen Parenchym war die Auffälligkeit der ischämischen Demarkation für alle untersuchten Daten sehr gut, und die Übereinstimmung zwischen den Bewertungen beider Leser war erheblich bis nahezu perfekt (Bereich von  $\kappa$ : 0,72–0,96). Statistisch signifikant bessere Auffälligkeit wurde für LD\_IMR im Vergleich zu LD\_iDose nach Auswertungen von R2 ( $P < 0,01$ ). Eine Zusammenfassung der qualitativen Auswirkung liefert folgende Tabelle (65).

Tabelle 13: Tabelle Qualitative Bildauswertung der Leser R1 und R2 beim Scannen mit SD und LD ([65](#)).

|  | R1<br>(Mittelwert,<br>Bereich) | R2<br>(Mittelwert,<br>Bereich) | κ    | P (SD_iDose<br>vs. SD_IMR) |      | P (LD_iDose<br>vs. LD_IMR) |        |
|--|--------------------------------|--------------------------------|------|----------------------------|------|----------------------------|--------|
|  |                                |                                |      | R1                         | R2   | R1                         | R2     |
| <b>Allgemeine Bildqualität</b>                   |                                |                                |      |                            |      |                            |        |
| SD_iDose   | 5 (3 – 5)                      | 5 (3 – 5)                      | 0,82 | 0,99                       | 0,99 | 0,50                       | 0,02   |
| SD_IMR   | 5 (3 – 5)                      | 5 (3 – 5)                      | 0,82 |                            |      |                            |        |
| LD_iDose   | 5 (3 – 5)                      | 5 (3 – 5)                      | 0,86 |                            |      |                            |        |
| LD_IMR   | 5 (3 – 5)                      | 5 (3 – 5)                      | 0,93 |                            |      |                            |        |
| <b>Anatomische Detail</b>                        |                                |                                |      |                            |      |                            |        |
| SD_iDose   | 5 (3 – 5)                      | 5 (4 – 5)                      | 0,83 | 0,06                       | 0,99 | < 0,01                     | < 0,01 |
| SD_IMR   | 5 (3 – 5)                      | 5 (4 – 5)                      | 0,61 |                            |      |                            |        |
| LD_iDose   | 5 (2 – 5)                      | 5 (3 – 5)                      | 0,89 |                            |      |                            |        |
| LD_IMR   | 5 (2 – 5)                      | 5 (3 – 5)                      | 0,86 |                            |      |                            |        |
| <b>GM/WM-Abgrenzung</b>                          |                                |                                |      |                            |      |                            |        |
| SD_iDose   | 5 (4 – 5)                      | 5 (4 – 5)                      | 0,65 | 0,38                       | 0,75 | < 0,01                     | < 0,01 |
| SD_IMR   | 5 (4 – 5)                      | 5 (4 – 5)                      | 0,44 |                            |      |                            |        |
| LD_iDose   | 5 (3 – 5)                      | 5 (3 – 5)                      | 0,89 |                            |      |                            |        |
| LD_IMR   | 5 (3 – 5)                      | 5 (4 – 5)                      | 0,79 |                            |      |                            |        |
| <b>Auffälligkeit der ischämischen Abgrenzung</b> |                                |                                |      |                            |      |                            |        |
| SD_iDose   | 5 (3 – 5)                      | 5 (4 – 5)                      | 0,72 | 0,50                       | 0,99 | 0,13                       | < 0,01 |
| SD_IMR   | 5 (3 – 5)                      | 5 (3 – 5)                      | 0,96 |                            |      |                            |        |
| LD_iDose   | 5 (2 – 5)                      | 5 (3 – 5)                      | 0,87 |                            |      |                            |        |
| LD_IMR   | 5 (2 – 5)                      | 5 (3 – 5)                      | 0,86 |                            |      |                            |        |



**Biopsie:**

Bildqualität, Bildkontrast, Bestimmung der Zielstruktur und Vertrauen in die Planungs- oder Interventionsführung wurden sowohl für SD- als auch für LD-Scans gemäß den Bewertungen beider Leser mit gut bis perfekt bewertet, ohne dass es für diese statistisch signifikante Unterschiede zwischen SD- und LD-Scans gab Parameter ( $p > 0,05$ ; Tabellen 13 & 14). Darüber hinaus war die Übereinstimmung zwischen den Lesern zumindest erheblich für die Bilder aus der Interventionsplanung (Bereich von  $\kappa$ : 0,64 – 0,90) sowie aus der Interventionsberatung (Bereich von  $\kappa$ : 0,72 – 0,86), mit Ausnahme des Vertrauens für die Interventionsberatung mit mäßiger Zustimmung zwischen Lesern ( $\kappa = 0,59$ ; Tabellen 13 und 14) (67).

Tabelle 14: Semiquantitative Auswertung für Scans zur Interventionsplanung der Bewertungen von zwei Lesern (R1 und R2) gemäß Likert-Skala (Mittelwert  $\pm$  StDev) unter Berücksichtigung von Scans mit Standarddosis (SD) und niedriger Dosis (LD) (67).

| <b>Interventionsplanung</b>                    |           |           |               |
|--|-----------|-----------|---------------|
|  | <b>LD</b> | <b>SD</b> | <b>p Wert</b> |
| <b>Allgemeine Bildqualität</b>                 |           |           |               |
| <b>R1</b>                                      | 1 (1 – 4) | 2 (1 – 4) | 0,89          |
| <b>R2</b>                                      | 1 (1 – 4) | 2 (1 – 4) | 0,64          |
| <b>Kappa</b>                                   | 0,0       | 0,81      |               |
| <b>Artefakte</b>                               |           |           |               |
| <b>R1</b>                                      | 1 (1 – 4) | 1 (1 – 4) | 0,99          |
| <b>R2</b>                                      | 1 (1 – 4) | 1 (1 – 4) | 0,41          |
| <b>Kappa</b>                                   | 0,87      | 0,90      |               |
| <b>Bildkontrast</b>                            |           |           |               |
| <b>R1</b>                                      | 1 (1 – 4) | 2 (1 – 4) | 0,17          |
| <b>R2</b>                                      | 1 (1 – 4) | 2 (1 – 3) | 0,11          |
| <b>Kappa</b>                                   | 0,85      | 0,72      |               |
| <b>Erkennung der Zielstruktur (Diagnostik)</b> |           |           |               |
| <b>R1</b>                                      | 1 (1 – 2) | 1 (1 – 2) | 0,99          |

|  |           |           |      |
|--|-----------|-----------|------|
| <b>R2</b>                                    | 1 (1 – 2) | 1 (1 – 2) | 0,38 |
| <b>Kappa</b>                                 | 0,90      | 0,77      |      |
| <b>Vertrauen in die Interventionsplanung</b> |           |           |      |
| <b>R1</b>                                    | 1 (1 – 2) | 1 (1 – 2) | 0,25 |
| <b>R2</b>                                    | 1 (1 – 3) | 1 (1 – 3) | 0,45 |
| <b>Kappa</b>                                 | 0,64      | 0,74      |      |

Tabelle 15: Semiquantitative Auswertung für periprozedurale Führungsscans der Bewertungen von zwei Lesern (R1 und R2) gemäß Likert-Skala (Mittelwert ± StDev) unter Berücksichtigung von Scans mit Standarddosis (SD) und niedriger Dosis (LD) (67).

| <b>Interventionsführung</b>                    |           |           |          |
|--|-----------|-----------|----------|
|  | <b>LD</b> | <b>SD</b> | <b>p</b> |
| <b>Allgemeine Bildqualität</b>                 |           |           |          |
| <b>R1</b>                                      | 1 (1 – 3) | 1 (1 – 3) | 0,70     |
| <b>R2</b>                                      | 1 (1 – 4) | 1 (1 – 3) | 0,99     |
| <b>Kappa</b>                                   | 0,82      | 0,5       |          |
| <b>Artefakte</b>                               |           |           |          |
| <b>R1</b>                                      | 1 (1 – 4) | 1 (1 – 3) | 0,99     |
| <b>R2</b>                                      | 1 (1 – 4) | 1 (1 – 4) | 0,94     |
| <b>Kappa</b>                                   | 0,86      | 0,80      |          |
| <b>Bildkontrast</b>                            |           |           |          |
| <b>R1</b>                                      | 1 (1 – 3) | 1 (1 – 3) | 0,82     |
| <b>R2</b>                                      | 1 (1 – 3) | 1 (1 – 3) | 0,44     |
| <b>Kappa</b>                                   | 0,76      | 0,72      |          |
| <b>Erkennung der Zielstruktur (Diagnostik)</b> |           |           |          |
| <b>R1</b>                                      | 1 (1 – 2) | 1 (1 – 2) | 0,63     |
| <b>R2</b>                                      | 1 (1 – 2) | 1 (1 – 2) | 0,63     |
| <b>Kappa</b>                                   | 0,79      | 0,88      |          |

| <b>Vertrauen in die Interventionsführung</b> |           |           |      |
|--|-----------|-----------|------|
| <b>R1</b>                                    | 1 (1 – 2) | 1 (1 – 2) | 0,99 |
| <b>R2</b>                                    | 1 (1 – 2) | 1 (1 – 3) | 0,25 |
| <b>Kappa</b>                                 | 0,85      | 0,59      |      |

**PRT:**

Die Gesamtbildqualität wurde von beiden Lesern als gut bis sehr gut (durchschnittlicher Likert-Score 2) mit nur minimalen Artefakten (durchschnittlicher Likert-Score 2) bewertet, ohne statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Ergebnissen für die SD- bzw. LD-Bildgebung pro Leser ( $p > 0,05$ ; Tabelle 16). In ähnlicher Weise wurde der Bildkontrast von beiden Lesern für SD- und LD-Scans als sehr gut bis perfekt (durchschnittlicher Likert-Score 1) bewertet, jedoch mit einem statistisch signifikanten Unterschied für R2 aufgrund etwas schlechterer Werte für LD-Akquisitionen ( $p = 0,04$ ; Tabelle 15). Die Bestimmung der Nervenwurzel war bei fast allen Patienten eindeutig möglich (durchschnittlicher Likert-Score 1) ohne statistisch signifikanten Unterschied zwischen SD- und LD-Aufnahmen nach beiden Lesern ( $p > 0,05$ ; Tabelle 15). Daher führten Bilder von SD- und LD-Akquisitionen zu einem hohen Vertrauen für die Interventionsplanung sowie für die periprozedurale Interventionsführung (durchschnittlicher Likert-Score 1) ohne einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Lesern ( $p > 0,05$ ; Tabelle 16). Somit musste keine periradikuläre Infiltration wegen Vertrauensverlustes des durchführenden Neuroradiologen abgebrochen werden. Zwischen den Lesern war die Übereinstimmung bei den Punktzahlen der Bildauswertung zumindest erheblich ( $\kappa \geq 0,62$ ), mit Ausnahme des Vertrauens in die Interventionsplanung für LD-Scans mit mäßiger Übereinstimmung zwischen den Lesern ( $\kappa = 0,49$ ; Tabelle 15) ([66](#)).

Tabelle 16: Semiquantitative Auswertung für PRT Planungsscans der Bewertungen von zwei Lesern (R1 und R2) gemäß Likert-Skala (Mittelwert  $\pm$  StDev) unter Berücksichtigung von Scans mit Standarddosis (SD) und niedriger Dosis (LD) (66).

| <b>Interventionsplanung</b>                  |                 |                 |          |
|--|-----------------|-----------------|----------|
|  | <b>SD</b>       | <b>LD</b>       | <b>p</b> |
| <b>Allgemeine Bildqualität</b>               |                 |                 |          |
| R1   | 1,0 $\pm$ 0,85  | 1,54 $\pm$ 0,74 | 0,46     |
| R2   | 1,59 $\pm$ 0,80 | 1,53 $\pm$ 0,82 | 0,44     |
| Kappa  | 0,83            | 0,86            |          |
| <b>Artefakte</b>                             |                 |                 |          |
| R1   | 1,51 $\pm$ 0,87 | 1,38 $\pm$ 0,72 | 0,17     |
| R2   | 1,46 $\pm$ 0,80 | 1,43 $\pm$ 0,79 | 0,65     |
| Kappa  | 0,87            | 0,87            |          |
| <b>Bildkontrast</b>                          |                 |                 |          |
| R1   | 1,30 $\pm$ 0,61 | 1,21 $\pm$ 0,49 | 0,22     |
| R2   | 1,28 $\pm$ 0,49 | 1,42 $\pm$ 0,62 | 0,04     |
| Kappa  | 0,73            | 0,62            |          |
| <b>Erkennen der Nervenwurzel</b>             |                 |                 |          |
| R1   | 1,13 $\pm$ 0,34 | 1,12 $\pm$ 0,35 | 0,99     |
| R2   | 1,16 $\pm$ 0,37 | 1,10 $\pm$ 0,33 | 0,21     |
| Kappa  | 0,72            | 0,83            |          |
| <b>Vertrauen in die Interventionsplanung</b> |                 |                 |          |
| R1   | 1,13 $\pm$ 0,34 | 1,12 $\pm$ 0,35 | 0,99     |

|   |             |             |      |
|---|-------------|-------------|------|
| R2  | 1,11 ± 0,31 | 1,10 ± 0,33 | 0,99 |
| Kappa   | 0,72        | 0,83        |      |
| <b>Vertrauen in die Interventionsdurchführung</b> |             |             |      |
| R1  | 1,02 ± 0,14 | 1,02 ± 0,14 | 0,99 |
| R2  | 1,03 ± 0,17 | 1,02 ± 0,14 | 0,99 |
| Kappa   | 0,80        | 0,49        |      |

### 3.4 Strahlungsbelastung

#### ***Ischämischer Schlaganfall:***

Für die Standarddosisprotokolle betrug der mittlere CTDIvol  $46,6 \pm 1,2$  mGy (38,5–47,6 mGy) und der mittlere DLP  $441,9 \pm 33,0$  mGy\*cm (381,0–666,3 mGy\*cm). Für die Bilder hingegen, die mit dem LD-Protokoll gefahren wurden, betrug der CTDIvol nur  $31,2 \pm 1,8$  mGy (20,1–46,8 mGy) und das DLP  $441,9 \pm 33,0$  mGy\*cm (381,0–666,3 mGy\*cm). Somit bestand ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen SD- und LD Daten für den CTDIvol bzw. das DLP ( $P < 0,1$ ) ([65](#)).

#### ***Biopsie:***

Der DLP war bei den LD-Planungsscans (SD:  $13,8 \pm 8,2$  mGy\*cm, LD:  $8,1 \pm 4,4$  mGy\*cm,  $p < 0,01$ ) sowie den periprozeduralen Führungsscans statistisch signifikant niedriger (SD:  $43,0 \pm 48,8$  mGy \*cm, LD:  $18,4 \pm 7,3$  mGy\*cm,  $p < 0,01$ , Abbildung 25) ([67](#)).

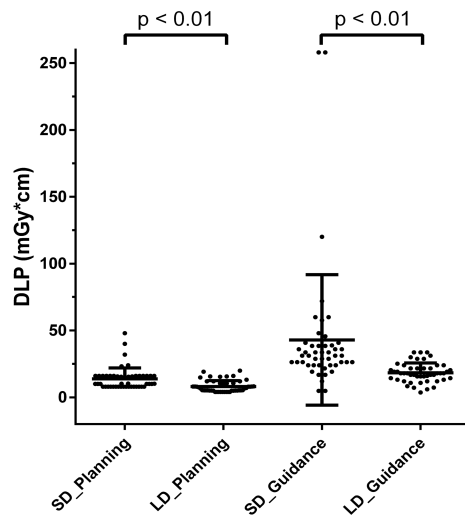


Abbildung 25: Punktdiagramme mit Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung (StDev) für das Dosis-Längen-Produkt (DLP, in mGy\*cm) von Planungs- und periprozeduralen Führungsscans unter Verwendung von Scans mit Standarddosis (SD) und niedriger Dosis (LD) (67).

#### **PRT:**

Der CTDIvol war statistisch signifikant niedriger für LD-Scans im Vergleich zu SD-Scans für die Planungsscans ( $1,76 \pm 2,21$  mGy vs.  $1,99 \pm 0,54$  mGy;  $p < 0,01$ ; Abbildung 26). In ähnlicher Weise war der DLP bei LD-Scans, die für die Interventionsplanung aufgenommen wurden, statistisch signifikant niedriger und zeigte eine Reduzierung von durchschnittlich 33,5 % beim Vergleich von SD- mit LD-Scans ( $6,75 \pm 6,43$  mGy\*cm vs.  $10,16 \pm 7,70$  mGy\*cm;  $p < 0,01$ ; Abbildung 26) (66).

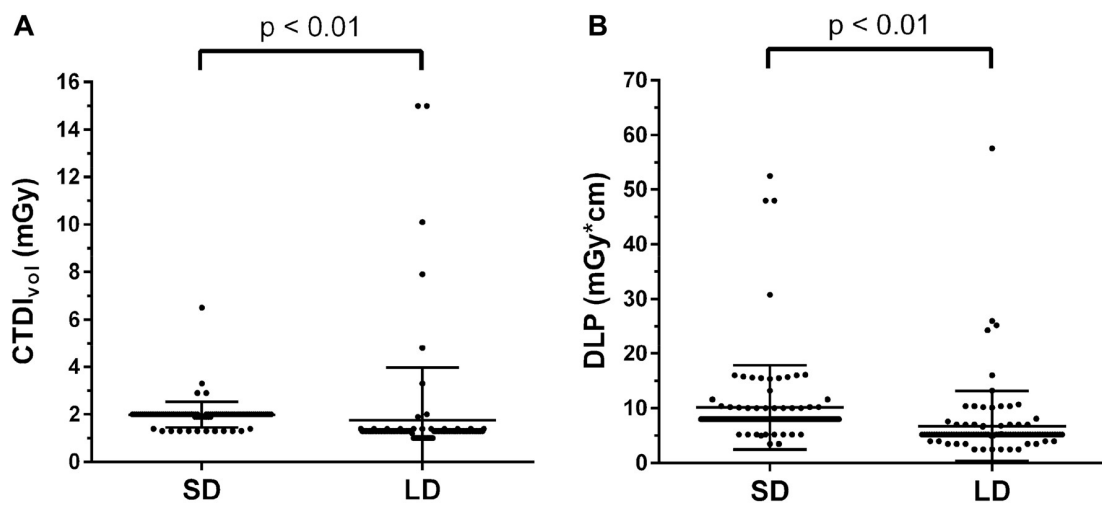


Abbildung 26: Streudiagramme mit horizontalen Linien für Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung (StDev) für den volumetrischen Computertomographie-Dosisindex (CTDI<sub>vol</sub> in mGy; A) und das Dosislängenprodukt (DLP in mGy\*cm; B), unter Berücksichtigung des Scannens mit SD und LD (66).

## 4. Diskussion und weitere Möglichkeiten der Dosisreduktion

### *Ischämischer Schlaganfall:*

Zusammenfassend weisen unsere Ergebnisse auf ein höheres SNR und CNR für SD- und LD-Bildgebung durch zerebrale MDCTs ohne Kontrastmittel hin, wenn, im Vergleich zu einem hybriden Rekonstruktionsalgorithmus, ein modellbasierter iterativer Algorithmus für die Bildrekonstruktion verwendet wird. Dies wurde sowohl für nicht betroffenes Hirnparenchym als auch für aufgrund von Ischämie abgegrenzte Bereiche in der initialen SD- bzw. Verlaufs-LD-Bildgebung beobachtet. Im Detail kann ein modellbasierter iterativer Rekonstruktionsalgorithmus Verbesserungen in den Punkten anatomische Details, GM/WM-Unterscheidung und Auffälligkeit der ischämischen Abgrenzung für nicht kontrastmittelverstärkte zerebrale MDCTs unter Verwendung von LD-Bildgebung liefern. Abgesehen von Auswertungen der GM/WM-Differenzierung unter Verwendung von MDCT-Daten, die mit SD erfasst und mit dem modellbasierten iterativen Algorithmus rekonstruiert wurden, war die Übereinstimmung zwischen den Lesern fast perfekt (65).

Die Kopf-CT wurde am häufigsten bei einer Röhrenspannung von 120 bis 140 kVp durchgeführt (8). Bisher empfiehlt die American Association of Physicists in Medicine bei konventionellen zerebralen CT-Untersuchungen eine Röhrenspitzenspannung von 120 bis 140 kVp, je nach Hersteller und System (40). Gemäß dieser Empfehlung führten wir unsere zerebralen MDCT-Scans ohne Kontrastmittel mit einer Röhrenspannung von 120 kV durch, während wir die Röhrenströme von 343 mA für SD auf 229 mA für LD-Bildgebung reduzierten (Belichtung von 300 mAs gegenüber 200 mAs). Nach unserem Wissen wurden keine Studien in-vivo für zerebrale nicht verstärkte MDCT bei Patienten mit Verdacht auf ischämischen Schlaganfall mit vergleichbar niedrigem Röhrenstrom durchgeführt. Frühere Studien zu diesem Thema haben eine Verringerung der Exposition der Werte im Bereich von etwa 350 mAs bis 260 mAs gezeigt (10, 13). Der Bereich der potenziellen relativen Dosisreduktion für die Kopf-CT ist daher ähnlich dem Bereich, der für den gesamten Körper berichtet wird: Nasennebenhöhlen (86), Brustkorb (72), Koronararterien (84) und Bauch (68).



Infolge der Röhrenstromreduzierung war die Bildqualität bei der LD-Bildgebung zwar geringer als bei der SD-Bildgebung, war aber nach unseren Auswertungen zumeist für die Diagnostik ausreichend (65).

### ***Biopsie und PRT:***

Das Senken des Röhrenstroms für MDCT kann eine einfache und effektive Methode sein, um die Strahlenbelastung sowohl des Patienten als auch des Arztes bei Interventionen wie CT-geführten Wirbelsäulenbiopsien oder periradikulären Infiltrationen zu reduzieren. In unseren Untersuchungen konnten wir zeigen, dass eine Dosisreduktion für Planungs- und periprozedurale Führungsscans für Bandscheiben- und Knochenbiopsien und für Planungsscans von periradikulären lumbosakralen und zervikalen Infiltrationen mit MDCT machbar ist und ohne klinisch relevante Nachteile in Bezug auf Bildqualität oder Vertrauen durchgeführt werden kann.

Bezugnehmend auf die Strahlungsbelastung war das DLP für LD-Scans war sowohl bei den Planungs- und periprozeduralen Führungsscans der Biopsien als auch bei den PRT-Planungsscans statistisch signifikant niedriger. Dasselbe gilt für den CTDIvol der LD-Planungsscans der PRTs.

Die Gesamtbildqualität und der Bildkontrast wurden für beide Protokolle sehr gut bewertet. Die Bestimmung der Zielstruktur war bei fast allen Patienten möglich, was zu einem hohen Vertrauen in die Interventionsplanung und die periprozedurale Interventionsführung führte.

Insgesamt war das Rauschen gemäß quantitativer Auswertung unter Verwendung von Muskelschwächungswerten zwischen SD- und LD-Scans, die zur Planung der interventionellen Verfahren durchgeführt wurden, vergleichbar.

Es ist bekannt, dass der Einsatz diagnostischer CT in den letzten Jahren deutlich zugenommen hat (12, 95). Allerdings hat nicht nur der diagnostische Einsatz, sondern auch der Einsatz der CT in der interventionellen Radiologie zu Bildführungs- und Navigationszwecken im Laufe der Zeit zugenommen, was vor allem auf einen zunehmenden Trend zur minimal-invasiven Medizin zurückzuführen ist (26, 47).

Dies ist eine Entwicklung, die mit einer höheren Strahlenbelastung und folglich mit potenziell erhöhtem Krebsrisiko für Patienten und Mitarbeiter, die der Strahlung ausgesetzt sind, einhergeht (12). Daher sollte es das Ziel sein, diese CT-Scans mit der

geringstmöglichen Strahlenbelastung durchzuführen, ohne jedoch den klinischen Nutzen der erzeugten Bilder im Hinblick auf das „so niedrig wie vernünftigerweise erreichbar“ (ALARA)-Prinzip aus den Augen zu verlieren ([9](#), [52](#), [73](#), [94](#)).

Die Möglichkeiten, das Ziel einer geringeren Strahlendosis in der Computertomographie-Bildgebung zu erreichen, sind vielfältig. Dazu gehören die Verwendung von CT-Systemen der neuen Generation mit automatischer Dosismodulation, die manuelle Reduzierung der Röhrenspannung oder des effektiven Röhrenstroms, angepasst an die Patientengröße oder die Indikation, die Begrenzung der Strahlung auf einen möglichst kleinen Körperbereich, die Reduzierung der Anzahl der Aufnahmen beispielsweise durch eine verringerte Akquisitionsanzahl (bei mehrphasigen Scans) auf den Rahmen, der zur Beantwortung der klinischen Fragestellung unbedingt erforderlich ist, die nur notwendige Anfertigung von Verlaufs-CTs und die Anfertigung von CTs nur bei Indikationen, für die andere diagnostische Verfahren mit geringerer Strahlung für den klinischen Einsatz nicht verfügbar sind ([17](#), [30](#), [39](#), [52](#)). Es besteht kein Zweifel an der Notwendigkeit der Reduzierung der Strahlendosis bei Patienten, die sich interventionellen Verfahren unterziehen, insbesondere angesichts der Tatsache, dass viele dieser Patienten in jungen Jahren sein können.

Wir haben den anteroposterioren Körperdurchmesser gemessen, um den individuellen Körperhabitus der eingeschlossenen Patienten zu berücksichtigen. Obwohl die Verwendung von BMI-Berechnungen der häufiger gewählte Ansatz ist, bevorzugen mehrere Forscher die Verwendung des anteroposterioren Körperdurchmessers auf die gleiche oder ähnliche Weise wie in unserer Studie. Warum wir uns für diese Methode entschieden haben, hat folgende Gründe: Zum einen ist der Durchmesser auf dem Topogramm vor dem Eingriff einfach zu messen und steht auch für retrospektive Studiendesigns immer zur Verfügung. Zum anderen korreliert der Körperdurchmesser, und somit die Weglänge, die ein Röntgenstrahl durchlaufen muss, mit der Bildqualität. Eine frühere Studie verglich den Röhrenstrom und die Eingriffszeit für CT-geführte selektive Nervenwurzelblockaden der Lendenwirbelsäule und korrelierte anschließend die Bildqualität mit dem Durchmesser des Patienten und dem Röhrenstrom. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass der anteroposteriore Durchmesser den größten Einfluss auf die Bildqualität hatte, und empfahlen daher einen Röhrenstrom von 40 mA oder weniger für einen anteroposterioren Körperdurchmesser von < 30 cm ([82](#)) ([67](#)) ([66](#)).

## 4.1 Vergleich der eigenen Ergebnisse mit der Literatur

### *Ischämischer Schlaganfall:*

Die Verwendung vollständig iterativer Rekonstruktionsansätze hat das Potenzial, unerwünschte Effekte wie die Zunahme von Bildrauschen und Artefakten, die mit einer Reduzierung des Röhrenstroms einhergehen, bis zu einem gewissen Grad zu kompensieren ([114-116](#)). Bodelet al. verglichen kraniale CT-Scans 51 Patienten mit Infarkt, die entweder mit einem LD- (260 mAs; n = 21) oder SD-Protokoll (340 mAs; n = 30) gemacht wurden, die sowohl mit einem hybriden Rekonstruktionsalgorithmus als auch mit FBP rekonstruiert wurden ([11](#)). Sie kamen zu dem Schluss, dass die hybride Rekonstruktion eine Dosisreduktion (- 24 %) ohne relevante Einschränkungen hinsichtlich der zur Diagnostik relevanten Bildqualität im Rahmen der Abgrenzung der ischämischen Läsion ermöglicht ([11](#)). Die Ergebnisse scheinen denen von Bricout et al. zu entsprechen. Diese zeigen, dass LD-Scans, die bei Verdacht auf verzögerte zerebrale Ischämie nach aneurysmatischer Subarachnoidalblutung (unter Verwendung eines hybriden Rekonstruktionsalgorithmus) angefertigt wurden, eine signifikante Reduzierung der Strahlendosis ohne relevante Beeinträchtigung der Bildqualität ermöglichen, da die Gesamtbildqualität bei Patienten mit gut oder ausgezeichnet beurteilt wurde ([13](#)). Ben-David et al. untersuchten den Effekt einer Dosisreduktion bei zerebralen CT-Scans ohne Kontrastmittel in Bezug auf den GM/WM-Kontrast durch eine Reduzierung der Röhrenspannung von 120 auf 80 kV ([8](#)). Wie in unserer Studie verglichen sie zwei CT-Scans mit unterschiedlichen Dosen, die für dieselben Patienten zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten aufgenommen wurden, und bewerteten Dämpfung, Rauschen und CNR für verschiedene ROIs und kamen zu dem Schluss, dass das CNR von GM/WM pro Dosis um 40 % erhöht wird ([8](#)).

Im Allgemeinen scheinen modellbasierte iterative Rekonstruktionsalgorithmen eine höhere Rauschunterdrückung zu bieten als zuvor verwendete Rekonstruktionsmethoden ([116](#)). Für die zerebrale CT legen dies zwei Studien von Inoue und Kollegen nahe, die den Einfluss der modellbasierten iterativen Rekonstruktion auf die Genauigkeit der Schlaganfalldiagnose für die hintere Schädelgrube und das Gebiet der A. cerebri media untersucht haben, indem sie axiale 5-mm-Schnitte der zerebralen CT rekonstruiert mit FBP oder modellbasierter iterativer Rekonstruktion hinsichtlich Bildrauschen und CNR verglichen haben ([34](#), [35](#)). Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass

die modellbasierte iterative Rekonstruktion eine bessere diagnostische Leistung sowie eine bessere Bildqualität und eine verbesserte Erkennung von Hypodämpfung bei Patienten mit akutem Schlaganfall bietet, da das Bildrauschen signifikant geringer und der Unterschied im CNR zwischen Infarkt- und nicht-Infarktbereich signifikant höher für die modellbasierten iterativen Rekonstruktionen war (34, 35). Ihre Ergebnisse stimmen mit denen von Iyama et al. überein, die auch FBP und modellbasierte Rekonstruktionen für cerebrales CT verglichen (36). Sie postulierten, dass eine modellbasierte Rekonstruktion nicht nur die Bildqualität, sondern auch die Leistung bei der Erkennung von parenchymaler Hypo-Dämpfung bei Patienten mit akutem ischämischen Schlaganfall verbessern kann (36). Während diese Studien zuvor verwendete FBP untersuchten, aber keinen neueren Hybridansatz, verglichen Lombardi et al. den diagnostischen Wert eines modellbasierten iterativen Rekonstruktionsalgorithmus mit dem eines Hybridalgorithmus zur Identifizierung des hyperdensen Arterienzeichens als eines der frühesten Anzeichen eines ischämischen Schlaganfalls bei nicht verstärktem CT(51). Die Autoren fanden heraus, dass ein modellbasierter iterativer Ansatz die Sensitivität bei der Erkennung eines hyperdensen Arterienzeichens signifikant erhöhte und im Vergleich zu hybriden Rekonstruktionsalgorithmen ein höheres SNR und CNR bot (51). Darüber hinaus haben Liu et al. die Bildqualität und die Erkennung von lakunären Läsionen von Dünnschicht-Kopf-CT-Bildern mit drei verschiedenen Rekonstruktionsalgorithmen (FBP, hybride Rekonstruktion und iterative modellbasierte Rekonstruktion) durch Vergleich von Routinebildern mit FBP mit solchen mit hybriden und iterativen modellbasierten Rekonstruktionen verglichen, und analysierten die CT-Dämpfung unter Verwendung von CNR- und Rauschmessungen, den Artefaktindex der hinteren Schädelgrube und die subjektive Gesamtbildqualität (49). Sie kamen zu dem Schluss, dass eine iterative modellbasierte Rekonstruktion zu einer besseren Bildqualität führen kann (102). Ihre Studie schloss jedoch Patienten mit ischämischen Schlaganfall aus (mit Ausnahme von lakunären Infarkten), und sie untersuchten nicht speziell die Auswirkungen der Röhrenstromreduktion in Kombination mit einem iterativen modellbasierten Rekonstruktionsalgorithmus (102). Daher ist uns bis heute keine weitere Studie bekannt, die hybride versus modellbasierte iterative Bildrekonstruktion für nicht-kontrastmittelverstärkte zerebrale CTs bei Patienten mit Verdacht auf akuten Schlaganfall und ischämische Demarkation verglich. Somit können die Ergebnisse der vorliegenden Studie relevante Beweise für eine signifikant

verbesserte Bildqualität liefern, wenn ein modellbasierter iterativer Bildrekonstruktionsansatz für diesen sehr häufigen Anwendungsfall in der klinischen Routine verwendet wird. Langfristig kann dies möglicherweise die Strahlenbelastung während des MDCT-Scannens noch weiter verringern, wobei die Wahrscheinlichkeit höher ist, Bildrauschen durch einen modellbasierten iterativen Ansatz zu kompensieren.

Auch wenn die Unterschiede hinsichtlich Bildqualität und Auffälligkeit ischämischer Areale gering sind, war die Übereinstimmung zwischen den Lesern in der verblindeten Bewertung beider Rater??? übersetzen für die meisten ausgewerteten Kriterien und Scans beträchtlich bis nahezu perfekt, mit Ausnahme der Auswertungen der GM/WM-Differenzierung anhand von SD-Bilddaten mit modellbasierter iterativer Rekonstruktion. In dieser Hinsicht hat frühere Forschung bereits darauf hingewiesen, dass Fähigkeit der Leser zur Beurteilung der ischämischen Abgrenzung vom Algorithmus abhängen kann, der für die MDCT-Bildrekonstruktion verwendet wird, mit einem Trend zu höherer Übereinstimmung zwischen den Lesern bei der Verwendung etablierter Rekonstruktionsalgorithmen (d.h. Hybridalgorithmen), welche mit der Erfahrung der Leser einhergeht ([50](#)). Somit könnte ein vergleichbares Ergebnis für Bewertungen der GM/WM-Differenzierung in SD-Bildgebungsdaten mit modellbasierter iterativer Rekonstruktion vorliegen, was als analoger Trend zu einer höheren Unstimmigkeit zwischen den Lesern für die erst kürzlich eingeführte modellbasierte iterative Bildrekonstruktion gegenüber dem etablierteren Hybridalgorithmus interpretiert werden könnte.

Im Zuge der Optimierung des CT-Scanprotokolls und der Einführung der modellbasierten iterativen Rekonstruktion haben wir das CT-Protokoll der Interventionen basierend auf einem ehemals konventionellen SD-Protokoll angepasst, um ein LD-Protokoll mit reduzierter Strahlenbelastung bereitzustellen. Zuvor veröffentlichte In-vivo-Studien zeigten die Nützlichkeit einer LD-Technik für eine Vielzahl von Eingriffsverfahren.

**Biopsie:**

Meng et al. führten eine Studie mit Fokus auf Biopsien von Lungenläsionen mit einem LD-Protokoll durch (Gruppe 1: 120 kV; 200 mA; Dicke, 2,0 mm; Abstand, 16 mm/Umdrehung; n = 44; Gruppe 2: 120 kV; 10 mA; Dicke, 2,0 mm, Pitch, 23 mm/Umdrehung, n = 46) und zeigte, dass eine Reduktion der Strahlendosis und DLP ohne relevanten Verlust an diagnostischer Ausbeute möglich war (58). Trotz einer erheblichen Reduktion der Strahlendosis bei CT-gesteuerten perkutanen Lungenbiopsien um mehr als 95 % (von DLP von 677,5 mGy\*cm auf 18,3 mGy\*cm) konnten Smith et al. keine relevante Abnahme des technischen Erfolgs oder der Patientensicherheit herausfinden (94). Besonders in der pädiatrischen Diagnostik und interventionellen CT-Untersuchung wird eine niedrige Strahlendosis angestrebt. Daher konnten viele Studien zeigen, dass pädiatrische CT-geführte Knochenbiopsien, die mit Techniken zur Verringerung der Strahlenbelastung durchgeführt werden, ebenfalls zu einer akzeptablen Bildqualität führen und im Vergleich zu SD-Protokollen eine ähnliche diagnostische Ausbeute liefern können [34-36].

Ein erheblicher Teil der angewandten Strahlung resultiert aus der Durchführung von Scans vor und nach der Biopsie, da diese darauf ausgelegt sind, die Visualisierung von Weichgewebe für die Nadelführung zu optimieren und biopsiebedingte Komplikationen auszuschließen. Eine Übersicht von Sarti et al. zeigten, dass bis zu 90 % der gesamten Strahlendosis bei Biopsien durch den helikalen Planungsscan verursacht wurde (81). In unserer Studie haben wir versucht, dieses Problem mit zwei verschiedenen Methoden zu lösen. Einerseits haben wir die applizierte Strahlendosis durch Reduzierung des Röhrenstroms auf der Grundlage des früheren SD-Protokolls gesenkt. Andererseits scannten wir nur die anatomische Region des geplanten CT-Eingriffs. Unter diesem Gesichtspunkt sollte die Bildgebung vor der Biopsie sorgfältig überprüft und, wenn möglich, zusammen mit einer optimierten Strahlendosis auf die bestimmte Region der Biopsie fokussiert werden. Darüber hinaus wurden in einer Studie von Lucey und Mitarbeitern 291 CT-geführte interventionelle Verfahren ohne Verwendung von CT-Fluoroskopie (165 Männer und 126 Frauen, 22–89 Jahre alt; perkutane Biopsie, Nadelaspiration und perkutane Katheterplatzierung unter Berücksichtigung hauptsächlich von Weichgewebe oder Parenchymorgane statt Knochenbiopsien) wurden unter Verwendung eines LD-Protokolls mit einem Röhrenstrom von

30 mAs und einer Röhrenspannung von 120–140 kV für den Leistungsscan (Schichtdicke zwischen 3 und 5 mm) durchgeführt (52). Sie fanden heraus, dass durch Verringern des effektiven Röhrenstroms und der Exposition von 180–240 mAs auf 30 mAs die Strahlung auf den Patienten um das Sechs- bis Achtfache abnahm (52). Gleichzeitig betrug die technische Erfolgsrate von Biopsien, die bei 30 mAs durchgeführt wurden, 93,5 % im Vergleich zu 87,5 % für Biopsien, die mit dem SD-Protokoll durchgeführt wurden (52). In 13 Fällen, in denen sich Patienten einer Biopsie mit dem neuen LD-Protokoll unterzogen, wurden die Raumforderungen jedoch nicht eindeutig identifiziert, sodass diese Verfahren mit einer höheren Dosis abgeschlossen wurden (52). Die Komplikationsrate der LD-Technik war in ihrer Studie vergleichbar mit der der SD-Technik (52). Diese Ergebnisse stimmen mit unseren Ergebnissen überein, bei denen eine Reduzierung der früheren Strahlendosis zu einer signifikanten Reduzierung des DLP sowohl bei den Planungsscans als auch bei den interventionellen Führungsscans führte. Darüber hinaus ist der Röhrenstrom in unserer Studie sogar noch niedriger im Vergleich zu dieser vorherigen Studie.

Alle Bandscheiben- und Wirbelkörperbiopsien in unserer Studie wurden unter CT-Kontrolle durchgeführt. Mehrere andere Publikationen haben berichtet, dass die Verwendung von CT-Fluoroskopie Patienten weniger Strahlung aussetzt als herkömmliche CT-geführte Verfahren (9, 73). Dennoch kann die Verwendung von CT-Fluoroskopie den Interventionalisten mehr Strahlung aussetzen als die Verwendung herkömmlicher CT-Techniken (90). Wir glauben, dass die Verwendung von LD-Techniken unter CT-Fluoroskopieführung der optimale Weg sein kann, um die Strahlenbelastung des Patienten während CT-geführter Verfahren zu verringern. McNamara und Mitarbeiter erstellten eine systematische Übersichtsarbeit und Metaanalyse zu bildgesteuerten Biopsien, die bei Patienten mit Verdacht auf Diskitis durchgeführt wurden, und untersuchten 14 Biopsien, die unter CT-Führung durchgeführt wurden, sowie 6 Studien unter fluoroskopischer Führung (28). Sie kamen zu dem Schluss, dass die fluoroskopische Führung mit einer höheren Ausbeute von 55 % verglichen mit der CT-Führung von 44 % verbunden war, obwohl der Unterschied statistisch nicht signifikant war (28).

Neuere Techniken haben einen Fokus auf iterative Rekonstruktionsmodelle wie adaptive statistische iterative Rekonstruktion oder modellbasierte iterative Rekonstruktion gelegt (97, 98, 100) (99) [40,41 Diese Bildgebungsalgorithmen sind sinnvolle Optionen



zur Dosisreduktion, nicht nur in der diagnostischen CT, sondern auch bei CT-geführten Interventionen ([114-116](#)). Ihre Verfügbarkeit ist jedoch derzeit auf neuere CT-Scanner beschränkt, und wenn sie in der klinischen Praxis verwendet werden, werden solche Ansätze hauptsächlich für diagnostische CT-Scans und weniger für interventionelle CT-Scans angewendet. Voraussichtlich kann eine größere Verfügbarkeit iterativer Rekonstruktionssoftware zu einem erhöhten Komfort für den Radiologen bei der Auswertung von Bildern mit LD-Schemata während CT-geführter Interventionen führen und daher möglicherweise zu einer weiteren Reduzierung der Strahlendosis führen, die den Patienten verabreicht wird. In unserer Studie wurden alle Planungsscans mit modellbasierten iterativen Rekonstruktionsalgorithmen rekonstruiert, da modellbasierte iterative Ansätze dazu beitragen können, die Sichtbarkeit anatomischer Details zu erhöhen und gleichzeitig LD-Protokolle zu erleichtern ([65](#), [114-116](#)).

#### **PRT:**

Da PRTs einen großen Teil der zunehmenden Anzahl bildgeführter Eingriffe ausmachen, gibt es hier ebenso frühere Arbeiten, die darauf abzielten, die Strahlenexposition für periradikuläre Infiltrationen mithilfe von CT-Scans zu verringern. Kombiniert werden diese mit verschiedenen Ansätzen zur Begrenzung der Strahlendosisexposition, die meistens iterative Software für Bildrekonstruktionen, Röhrenstrommodulation und Ersatz der Planungsscan mit einem Single-Spot-Durchleuchtungsbild verwenden ([2](#), [83](#)), 40–42. Obwohl sich offensichtliche Maßnahmen zur Verringerung der Strahlenbelastung auf die fluoroskopische oder periprozedurale Komponente des Eingriffs konzentrieren, wird ein Großteil der Strahlenexposition häufig während der präoperativen Planungsszenarien abgegeben ([42](#)).

Insbesondere wurde in einer früheren Studie die LD-Bildgebung für periradikuläre lumbosakrale Infiltrationen mit 100 kV und einem Röhrenstrom-Zeit-Produkt von nur 5 mAs bei Patienten mit einem Body-Mass-Index (BMI) von weniger als 30 kg/m<sup>2</sup> untersucht und erfolgreich angewendet ([24](#)). Darüber hinaus untersuchte diese Studiengruppe die Verwendung und Notwendigkeit einer hybriden Rekonstruktionssoftware im Vergleich zur gefilterten Rückprojektion (FBP) in der CT-geführten periradikulären Infiltrationstherapie an der Lendenwirbelsäule mit demselben LD-Protokoll ([25](#)). Sie bewerteten beide Arten von Rekonstruktionsalgorithmen hinsichtlich der Auf-



fälligkeit von anatomischen und instrumentellen Merkmalen, die für die Gewährleistung der Patientensicherheit wichtig sind, und gemessenem Bildrauschen als quantitativem Marker für die Bildqualität (24, 25). Sie kamen zu dem Schluss, dass trotz einer deutlichen Reduzierung des Bildrauschens eine hybride Rekonstruktion für eine angemessene Bildqualität nicht erforderlich war (24, 25). Andere Studien, die sich auf die Reduzierung der Strahlenbelastung durch Reduzierung des Röhrenstroms nur in den Planungsscans konzentrierten, wurden mit meist höheren Parametern durchgeführt. Amrhein et al. untersuchten die Wirkung auf Lendenwirbelsäulen-Schmerzinjektionen durch Reduzierung der Dosisparameter von 120 kV und 110–440 mA auf 120 kV und 50–100 mA in Abhängigkeit vom Körperdurchmesser (2). Schäfer et al. untersuchten die Wirkung für zervikale Injektionen von  $104 \pm 68,2$  mA auf  $16,7 \pm 11,2$  mA und von 120 kV mit  $37,7 \pm 29,0$  mA auf 120 kV mit  $11,7 \pm 4,9$  mA für lumbale Injektionen.

Darüber hinaus analysierte eine kürzlich durchgeführte Studie systematisch verschiedene Elemente der Bildqualität und des Vertrauens für die Interventionsplanung von lumbosakralen periradikulären Infiltrationen unter Berücksichtigung von Simulationen der LD-Bildgebung durch virtuelles Absenken der Röhrenströme schrittweise (50 mAs bis 1 mAs; 50 % bis 1 % von der Röhrenstrom des Originalscannens) basierend auf Rohdaten, die von demselben MDCT-System für die gesamte Kohorte entnommen wurden (100).

## 4.2 Einschränkung der Studie

### *ischämischer Schlaganfall:*

Erstens war die Schlaganfall-Studie eine retrospektive Studie und erfahrene Leser könnten erkennen, ob in ausgewählten Fällen eine modellbasierte iterative oder hybride Rekonstruktion zur Bildrekonstruktion verwendet wurde. Die subjektiven qualitativen und objektiven quantitativen Ergebnisse scheinen jedoch zu stimmen, was den potenziellen Nutzen iterativer modellbasierter Rekonstruktionen insbesondere für LD-Daten unterstützt. Zweitens verwendete diese Studie nur eine Röhrenstromreduktion mit zwei Stufen zur Strahlendosisreduktion und einer festen Regularisierungsstufe, die auf einer Konsensentscheidung zum Zeitpunkt der Einführung der iterativen mo-

dellbasierten Rekonstruktion an unserer Einrichtung beruhte. Die Rekonstruktionsparameter iterativer modellbasierter Algorithmen können jedoch angepasst werden, um die Sichtbarkeit von Objekten mit geringem Kontrast zu verbessern und das Bildrauschen weiter zu verringern (z. B. durch Verwendung anderer oder mehrerer Regularisierungsebenen in Bezug auf die klinische Indikation für die Bildgebung) (116). Andere Ansätze wie z. B. ‚Sparse Sampling‘ können in Zukunft an zerebralen MDCT-Daten durchgeführt werden, um die Möglichkeiten weiterer Beschränkungen der Strahlendosis weiter auszuschöpfen. Bisher wurden jedoch potenzielle Vorteile dieser Technik für andere Anwendungen oder Körperregionen als die nicht verstärkte zerebrale MDCT gezeigt (96, 98, 101). Drittens konnten wir aus ethischen Gründen keine gepaarte Studie mit einem Patienten durchführen, der sich zwei zerebralen MDCT-Untersuchungen mit unterschiedlichen Dosen zum gleichen Zeitpunkt unterzog. Dennoch könnten Phantomstudien, die mehrere Einstellungen innerhalb derselben Scansitzung anwenden können, die Ergebnisse dieser Studie weiterverfolgen. Viertens würde bei der LD-Untersuchung, die bis zu 10 Tage nach der anfänglichen SD-Untersuchung durchgeführt wurde, jedes ischämische Areal natürlich klarer abgegrenzt erscheinen und wäre daher leichter zu erkennen als in den ersten Stunden nach Beginn der Symptome. Wichtig ist, dass wir in dieser Studie die anfängliche SD-Bildgebung nicht direkt mit der nachfolgenden LD-Bildgebung für abgegrenzte Bereiche verglichen haben, um Verzerrungen aufgrund einer schlechteren Abgrenzung im Laufe der Zeit zu vermeiden.

### ***Biopsie und PRT:***

Auch bei den Interventionsstudien gibt es auch einige Einschränkungen. Zunächst wurde jeweils ein retrospektives Setup verwendet, das an einer einzelnen akademischen Einrichtung durchgeführt wurde, was impliziert, dass sowohl die Wirbelsäulen- und Bandscheibenbiopsien als auch die PRTs von verschiedenen Interventionalisten mit unterschiedlichem Bildungsniveau durchgeführt wurden. Daher kann die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse mit dem neuen LD-Protokoll in dieser Studie nicht vollständig beurteilt werden. Es ist schwierig festzustellen, ob die zunehmende Erfahrung mit dem Verfahren möglicherweise zu einer größeren Effizienz beigetragen hat. Infolgedessen besteht eine potenzielle Verzerrung in Bezug auf die Strahlenexposition

sowie die Verfahrensdauer und die Anzahl der während des Eingriffs erforderlichen Scans, die dem Studiendesign innewohnen.

Zweitens wurde in unserer Studie eine Senkung der Strahlenbelastung durch Reduzierung des Röhrenstroms in Kombination mit modellbasierter iterativer Rekonstruktion erreicht, jedoch ohne andere moderne Ansätze zur Begrenzung der Strahlenbelastung zu evaluieren, wie ‚Sparse-Sampling‘ ([96-98](#)). Solche neuartigen Ansätze bei der Bildakquisition wurden jedoch noch nicht in kommerziell erhältlichen MDCT-Systemen implementiert, könnten aber in naher Zukunft von allgemeinem Interesse werden ([4](#), [45](#)).

### 4.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass bei den CTs des ischämischen Schlaganfalls ein modellbasierter iterativer Rekonstruktionsalgorithmus bessere anatomische Details, GM/WM-Differenzierung und eine bessere Abgrenzung des ischämischen Areals für zerebrale MDCTs ohne Kontrastmittel bei Verwendung eines LD-Protokolls liefert. Zudem führt er zu einem höheren CNR und SNR ohne signifikanten Verlust der Bildqualität.

Auch bei den Interventionen haben wir gezeigt, dass ein LD-Bildgebungsprotokoll in Kombination mit einer erweiterten Bildrekonstruktion für MDCT-Scans während der Planung und Durchführung von Bandscheiben- oder Wirbelkörperbiopsien und auch für die Planung von periradikulären Infiltrationen eine praktikable Option ist, da die Strahlenbelastung des Patienten signifikant verringert wurde, ohne die Bildqualität oder das Vertrauen in die Planung zu beeinträchtigen. Darüber hinaus wirkte sich die Verwendung eines LD-Protokolls trotz einer signifikant geringeren kumulativen Gesamtstrahlenexposition im Vergleich zu CT-geführten Biopsien mit normaler Dosis nicht signifikant auf die Eingriffszeit oder Komplikationen aus.

Daher lässt sich schlussfolgern, dass durch weiteres Verbessern der Bildrekonstruktionsalgorithmen (zum Beispiel durch künstliche Intelligenz oder eine feinere Abstimmung der Regulationsebenen bei iterativen Algorithmen) weitere Verringerungen der Strahlenexposition erzielt werden können ohne Einbußen hinsichtlich der Bildqualität und somit des diagnostischen Nutzens erleiden zu müssen.

### 4.4 Summary

In conclusion, for ischemic stroke CTs, a model-based iterative reconstruction algorithm provides better anatomical detail, GM/WM differentiation, and better ischemic area delineation for non-contrast cerebral MDCTs using an LD protocol. In addition, it leads to a higher CNR and SNR without significant loss of image quality.

Also in the interventions, we have shown that an LD imaging protocol combined with an advanced image reconstruction for MDCT scans is a viable option during the planning and execution of intervertebral disc or vertebral body biopsies and also for the planning of periradicular infiltrations, since the radiation exposure of the patients was significantly reduced without compromising image quality or planning confidence. Furthermore, despite significantly lower cumulative total radiation exposure compared to normal-dose CT-guided biopsies, the use of an LD protocol did not significantly affect procedure time or complications.

It can therefore be concluded that further reductions in radiation exposure can be achieved by further improving the image reconstruction algorithms (e.g. through artificial intelligence or finer tuning of the regulation levels in iterative algorithms) without sacrificing image quality and thus the diagnostic benefit to have to suffer.

## 4.5 Schlusswort

Das ALARA-Prinzip sollte aus genannten Gründen immer an erster Stelle stehen. Gerade bei häufig wiederholten Eingriffen ist die Senkung der Strahlenbelastung auf ein Minimum entscheidend. Die Möglichkeiten die Strahlenexposition zu reduzieren sind vielfältig. Wir ermutigen daher andere Zentren als Resultat dieser Studie, LD-Bildgebungsprotokolle in Kombination mit modellbasierter iterativer Rekonstruktion als Alternative zu herkömmlichen Protokollen für CT-geführte interventionelle Behandlungen sowohl als diagnostische als auch therapeutische Option in Betracht zu ziehen ([66](#), [67](#)) und nicht zuletzt natürlich auch weiterhin an anderen Methoden zur Dosisreduktion zu forschen.

## **Danksagung**

Zum Abschluss dieser Arbeit möchte ich mich herzlich bei allen beteiligten Personen bedanken.

Danken möchte ich zunächst Prof. Jan Kirschke, der mich als mein Doktorvater in meiner ganzen Tätigkeit unterstützt hat.

Ein besonderer Dank geht an meine Cousine Frau Dr. Karolin Paprottka. Sie ist mir bei allen Fragen rund um die Doktorarbeit stets mit Rat und Tat beiseite gestanden und hat mir geholfen, wo sie nur konnte.

Ein weiteres Dankeschön geht an Dr. Nico Sollmann, der mich während der gesamten Arbeit hervorragend betreut und beraten hat. Er beantwortete geduldig alle meine Fragen und hatte immer hilfreiche Vorschläge für mich parat.

Im Besonderen möchte ich herzlich meinen Eltern für stete Motivation, für tatkräftige Unterstützung in allen Lebenslagen und für ihr grenzloses Verständnis in stressigen Zeiten danken.

## Literaturverzeichnis

1. Adapon BD, Legada BD, Jr., Lim EV, Silao JV, Jr., Dalmacio-Cruz A. CT-guided closed biopsy of the spine. *J Comput Assist Tomogr.* 02-1981;5(1):73-78ç. 10.1097/00004728-198102000-00014.
2. Amrhein TJ, Schauburger JS, Kranz PG, Hoang JK. Reducing Patient Radiation Exposure From CT Fluoroscopy-Guided Lumbar Spine Pain Injections by Targeting the Planning CT. *AJR Am J Roentgenol.* 02-2016;206(2):390-394ç. 10.2214/ajr.15.14436.
3. Andreula C, Muto M, Leonardi M. Interventional spinal procedures. *Eur J Radiol.* 05-2004;50(2):112-9ç. 10.1016/j.ejrad.2003.10.013.
4. Baiyu Chen MJM, Aaron Sodickson, Thomas O'Donnell, Matthias Berner, Thomas Allmendinger, Karl Stierstorfer, Thomas Flohr, Bernhard Schmidt, Daniel Sodickson, Ricardo Otazo. First Multislit Collimator Prototype for SparseCT: Design, Manufacturing and Initial Validation. The fifth international conference on image formation in X-ray computed tomography, Salt Lake City. 2018.
5. Bechara B, A. McMahan C, S. Moore W, Noujeim M, Geha H, B. Teixeira F. Contrast-to-noise ratio difference in small field of view cone beam computed tomography machines. *Journal of Oral Science.* 09-2012;54 (3):227-232ç. 10.2334/josnusd.54.227.
6. Beckmann EC. CT scanning the early days. *The British Journal of Radiology.* 01-2006;79(937):5-8ç. 10.1259/bjr/29444122.
7. Beier W. Wilhelm Conrad Röntgen. 2 ed. Vieweg+Teubner Verlag Wiesbaden2013. 135 p 11-17  
<https://doi.org/10.1007/978-3-322-95366-7>.
8. Ben-David E, Cohen JE, Nahum Goldberg S, Sosna J, Levinson R, Leichter IS, Gomori JM. Significance of enhanced cerebral gray-white matter contrast at 80 kVp compared to conventional 120 kVp CT scan in the evaluation of acute stroke. *J Clin Neurosci.* 09-2014;21(9):1591-1594ç. 10.1016/j.jocn.2014.03.008.
9. Bevelacqua JJ. Practical and Effective ALARA. *Health Physics.* 05-2010;98(2):39-47ç. 10.1097/HP.0b013e3181d18d63.
10. Bodelle B, Klein E, Naguib NNN, Bauer RW, Kerl JM, Al-Butmeh F, Wichmann JL, Ackermann H, Lehnert T, Vogl TJ, Schulz B. Acute Intracranial Hemorrhage in CT: Benefits of Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction Techniques. *American Journal of Neuroradiology.* 2014;35(3):445-449ç. 10.3174/ajnr.A3801.
11. Bodelle B, Wichmann JL, Scholtz J-E, Lehnert T, Vogl TJ, Luboldt W, Schulz B. Iterative Reconstruction Leads to Increased Subjective and Objective Image Quality in Cranial CT in Patients With Stroke. *American Journal of Roentgenology.* 01.09.2015;205(3):618-622ç. 10.2214/AJR.15.14389.
12. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med.* 29.11.2007;357(22):2277-2284ç. 10.1056/NEJMra072149.
13. Bricout N, Estrade L, Boustia F, Kalsoum E, Pruvo JP, Leclerc X. Reduced-dose CT protocol for the assessment of cerebral vasospasm. *Neuroradiology.* 01.12.2015;57(12):1211-1218ç. 10.1007/s00234-015-1585-6.
14. Burian E, Sollmann N, Mei K, Dieckmeyer M, Juncker D, Löffler M, Greve T, Zimmer C, Kirschke JS, Baum T, Noël PB. Low-dose MDCT: evaluation of the impact of systematic tube current reduction and sparse sampling on quantitative paraspinal muscle assessment. *Quant Imaging Med Surg.* 07-2021;11(7):3042-3050ç. 10.21037/qims-20-1220.



15. ccm-campus. Röntgenstrahlung Strahlenschutzportal: ccm-campus; zitiert am 30.09.2022]. Stand. [https://www.strahlenschutzportal.de/wissen-kompakt/fachliche\\_inhalte/strahlenphysik/roentgenstrahlung](https://www.strahlenschutzportal.de/wissen-kompakt/fachliche_inhalte/strahlenphysik/roentgenstrahlung).
16. Choi JW, Lim HW, Lee JY, Lee WI, Lee EK, Chang CH, Yang JY, Sim WS. Effect of Cervical Interlaminar Epidural Steroid Injection: Analysis According to the Neck Pain Patterns and MRI Findings. *Korean J Pain*. 04-2016;29(2):96-102ç. 10.3344/kjp.2016.29.2.96.
17. Cohnen M, Vogt C, Beck A, Andersen K, Heinen W, vom Dahl S, Aurich V, Haeussinger D, Moedder U. Feasibility of MDCT Colonography in ultra-low-dose technique in the detection of colorectal lesions: comparison with high-resolution video colonoscopy. *AJR Am J Roentgenol*. 11-2004;183(5):1355-1359ç. 10.2214/ajr.183.5.1831355.
18. Cox M, Pukenas B, Poplawski M, Bress A, Deely D, Flanders A. CT-guided Cervical Bone Biopsy in 43 Patients: Diagnostic Yield and Safety at Two Large Tertiary Care Hospitals. *Acad Radiol*. 11-2016;23(11):1372-1375ç. 10.1016/j.acra.2016.07.004.
19. Crawford CR, King KF. Computed tomography scanning with simultaneous patient translation. *Medical Physics*. 11/12-1990;17(6):967-982ç. <https://doi.org/10.1118/1.596464>.
20. Cyteval C, Thomas E, Decoux E, Sarrabere MP, Cottin A, Blotman F, Taourel P. Cervical radiculopathy: open study on percutaneous periradicular foraminal steroid infiltration performed under CT control in 30 patients. *AJNR Am J Neuroradiol*. 03-2004;25(3):441-445ç.
21. Deml MC, Buhr M, Wimmer MD, Pflugmacher R, Riedel R, Rommelspacher Y, Kabir K. CT-guided infiltration saves surgical intervention and fastens return to work compared to anatomical landmark-guided infiltration in patients with lumbosciatica. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. Jul;25 Suppl 1:177-182ç. 10.1007/s00590-015-1602-9.
22. Dzialowski I, Weber J, Doerfler A, Forsting M, von Kummer R. Brain tissue water uptake after middle cerebral artery occlusion assessed with CT. *J Neuroimaging*. 01-2004;14(1):42-8ç.
23. Elsholtz FHJ, Kamp JE, Vahldiek JL, Hamm B, Niehues SM. Periradicular Infiltration of the Cervical Spine: How New CT Scanner Techniques and Protocol Modifications Contribute to the Achievement of Low-Dose Interventions. *Rofo*. 01-2019;191(1):54-61ç. 10.1055/a-0632-3930.
24. Elsholtz FHJ, Schaafs L-A, Köhlitz T, Hamm B, Niehues SM. Periradicular infiltration of the lumbar spine: testing the robustness of an interventional ultra-low-dose protocol at different body mass index levels. *Acta Radiologica*. 01.11.207;58(11):1364-1370ç. 10.1177/0284185117694508.
25. Elsholtz FHJ, Schaafs LA, Erxleben C, Hamm B, Niehues SM. Periradicular infiltration of the lumbar spine: is iterative reconstruction software necessary to establish ultra-low-dose protocols? A quantitative and qualitative approach. *Radiol Med*. 11-2018;123(11):827-832ç. 10.1007/s11547-018-0913-4.
26. Froelich JJ, Wagner H-J. CT-Fluoroscopy: Tool or Gimmick? *CardioVascular and Interventional Radiology*. 01.09.2001;24(5):297-305ç. 10.1007/s00270-001-0042-6.
27. Gallucci PM DOF. Image guided interventions in spinal infections. *Neuroimaging clinics of North America*. 2015;25(2):281-294.ç.
28. Hall EJ, Brenner DJ. Cancer risks from diagnostic radiology: the impact of new epidemiological data. *The British Journal of Radiology*. 2012;85(1020):e1316-e1317ç. 10.1259/bjr/13739950.
29. Handels H. Medizinische Bildverarbeitung : Bildanalyse, Mustererkennung und Visualisierung für die computergestützte ärztliche Diagnostik und Therapie. 2., überarbeitete und erweiterte Auflage ed. Vieweg+Teubner Verlag Wiesbaden2009. 1 Online-Ressource (XVI, 432S. 239 Abb, digital) p 13 10.1007/978-3-8348-9571-4.

30. Heneghan JP, McGuire KA, Leder RA, DeLong DM, Yoshizumi T, Nelson RC. Helical CT for nephrolithiasis and ureterolithiasis: comparison of conventional and reduced radiation-dose techniques. *Radiology*. 11-2003;229(2):575-580ç. 10.1148/radiol.2292021261.
31. Hoang JK, Yoshizumi TT, Toncheva G, Gray L, Gafton AR, Huh BK, Eastwood JD, Lascola CD, Hurwitz LM. Radiation dose exposure for lumbar spine epidural steroid injections: a comparison of conventional fluoroscopy data and CT fluoroscopy techniques. *AJR Am J Roentgenol*. 10-2011;197(4):778-782ç. 10.2214/ajr.10.6102.
32. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol*. Dec;46(552):1016-22ç. 10.1259/0007-1285-46-552-1016.
33. Hounsfield GN. Historical notes on computerized axial tomography. *J Can Assoc Radiol*. Sep;27(3):135-42ç.
34. Inoue T, Nakaura T, Yoshida M, Yokoyama K, Hirata K, Kidoh M, Oda S, Utsunomiya D, Harada K, Yamashita Y. Diagnosis of small posterior fossa stroke on brain CT: effect of iterative reconstruction designed for brain CT on detection performance. *European Radiology*. 01.09.2017;27(9):3710-3715ç. 10.1007/s00330-017-4773-4.
35. Inoue T, Nakaura T, Yoshida M, Yokoyama K, Uetani H, Oda S, Utsunomiya D, Kitajima M, Harada K, Yamashita Y. Brain computed tomography using iterative reconstruction to diagnose acute middle cerebral artery stroke: usefulness in combination of narrow window setting and thin slice reconstruction. *Neuroradiology*. 04-2018;60(4):373-379ç. 10.1007/s00234-018-1982-8.
36. Iyama Y, Nakaura T, Oda S, Kidoh M, Utsunomiya D, Yoshida M, Yuki H, Hirata K, Funama Y, Harada K, Awai K, Hirai T, Yamashita Y. Iterative Reconstruction Designed for Brain CT: A Correlative Study With Filtered Back Projection for the Diagnosis of Acute Ischemic Stroke. *Journal of Computer Assisted Tomography*. 2017;41(6):884-890ç. 10.1097/rct.0000000000000626.
37. Kalender WA, Deak P, Kellermeier M, van Straten M, Vollmar SV. Application- and patient size-dependent optimization of x-ray spectra for CT. *Medical Physics*. 03-2009;36(3):993-1007ç. <https://doi.org/10.1118/1.3075901>.
38. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology*. 07-1990;176(1):181-183ç. 10.1148/radiology.176.1.2353088.
39. Kalra MK, Maher MM, D'Souza RV, Rizzo S, Halpern EF, Blake MA, Saini S. Detection of urinary tract stones at low-radiation-dose CT with z-axis automatic tube current modulation: phantom and clinical studies. *Radiology*. 05-2005;235(2):523-529ç. 10.1148/radiol.2352040331.
40. Kanal K. How to Develop CT Protocols for Children. *How to Develop CT Protocols for Children Sci Rep* 2. 2007;109.
41. Katsura M, Matsuda I, Akahane M, Sato J, Akai H, Yasaka K, Kunimatsu A, Ohtomo K. Model-based iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: comparison with the adaptive statistical iterative reconstruction technique. *Eur Radiol*. 08-2012;22(8):1613-23ç. 10.1007/s00330-012-2452-z.
42. Kloeckner R, Santos DPd, Schneider J, Kara L, Dueber C, Pitton MB. Radiation exposure in CT-guided interventions. *European Journal of Radiology*. 2013;82(12):2253-2257ç. 10.1016/j.ejrad.2013.08.035.
43. Kocak M. Computertomographie (CT) - Spezielle Fachgebiete - MSD Manual Profi-Ausgabe. 05-2019.
44. Koch FP. Wie schädlich ist die digitale Volumentomographie? *Der Freie Zahnarzt*. 01.06.2022;66(6):52-53ç. 10.1007/s12614-022-0362-2.

45. Koesters T, Knoll F, Sodickson A, Sodickson D, Otazo R. SparseCT: interrupted-beam acquisition and sparse reconstruction for radiation dose reduction: SPIE; 2017 2017. MI.
46. Krieger H. Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes. 6. Auflage ed. Berlin: Springer Spektrum; 2019 2019. 825 Seiten 10.1007/989-3-662-60584-4.
47. Kroll H, Duszak R, Nsiah E, Hughes DR, Sumer S, Wintermark M. Trends in Lumbar Puncture Over 2 Decades: A Dramatic Shift to Radiology. *American Journal of Roentgenology*. 01.01.2015;204(1):15-19ç. 10.2214/AJR.14.12622.
48. Kucinski T, Väterlein O, Glauche V, Fiehler J, Klotz E, Eckert B, Koch C, Röther J, Zeumer H. Correlation of Apparent Diffusion Coefficient and Computed Tomography Density in Acute Ischemic Stroke. *Stroke*. 07-2022;33(7):1786-1791ç. doi:10.1161/01.STR.0000019125.80118.99.
49. Liu X, Chen L, Qi W, Jiang Y, Liu Y, Zhang M, Hong N. Thin-slice brain CT with iterative model reconstruction algorithm for small lacunar lesions detection: Image quality and diagnostic accuracy evaluation. *Medicine*. 2017;96(51):e9412ç. 10.1097/md.00000000000009412.
50. Löffler MT, Sollmann N, Mönch S, Friedrich B, Zimmer C, Baum T, Maegerlein C, Kirschke JS. Improved Reliability of Automated ASPECTS Evaluation Using Iterative Model Reconstruction from Head CT Scans. *Journal of Neuroimaging*. 2021;31(2):341-347ç. <https://doi.org/10.1111/jon.12810>.
51. Lombardi S, Riva L, Patassini M, Remida P, Capraro C, Canonico F, Franzesi CT, Ippolito D. "Hyperdense artery sign" in early ischemic stroke: diagnostic value of model-based reconstruction approach in comparison with standard hybrid iterative reconstruction algorithm. *Neuroradiology*. 2018/12/01;60(12):1273-1280ç. 10.1007/s00234-018-2092-3.
52. Lucey BC, Varghese JC, Hochberg A, Blake MA, Soto JA. CT-guided intervention with low radiation dose: feasibility and experience. *AJR Am J Roentgenol*. 05-2007;188(5):1187-1194ç. 10.2214/ajr.06.0378.
53. Mathias Prokop MG, Cornelia Schaefer-Prokop. Ganzkörper-Computertomographie: Spiral- und Multislice-CT. Thieme Verlag Stuttgart; 2007. 115-170.
54. Maurer MH, Schreiter N, de Bucourt M, Grieser C, Renz DM, Hartwig T, Hamm B, Streitparth F. Cost comparison of nerve root infiltration of the lumbar spine under MRI and CT guidance. *European Radiology*. 01.06.2013;23(6):1487-1494ç. 10.1007/s00330-012-2757-y.
55. Mayo-Smith WW, Hara AK, Mahesh M, Sahani DV, Pavlicek W. How I Do It: Managing Radiation Dose in CT. *Radiology*. 12-2014;273(3):657-672ç. 10.1148/radiol.14132328.
56. McNamara AL, Dickerson EC, Gomez-Hassan DM, Cinti SK, Srinivasan A. Yield of Image-Guided Needle Biopsy for Infectious Discitis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *AJNR Am J Neuroradiol*. 10-2017;38(10):2021-2027ç. 10.3174/ajnr.A5337.
57. medical I. Philips Ingenuity 128 CT Scanner; zitiert am 30.09.2022]. Stand. <https://integritymed.com/product/philips-ingenuity-128-ct-scanner>.
58. Meng XX, Kuai XP, Dong WH, Jia NY, Liu SY, Xiao XS. Comparison of lung lesion biopsies between low-dose CT-guided and conventional CT-guided techniques. *Acta Radiol*. 10-2013;54(8):909-15ç. 10.1177/0284185113485937.
59. Menon VK, Kumar KM, Al Ghafri K. One-stage biopsy, debridement, reconstruction, and stabilization of pyogenic vertebral osteomyelitis. *Global Spine J*. 06-2014;4(2):93-100ç. 10.1055/s-0034-1370789.
60. Moulin T, Cattin F, Crepin-Leblond T, Tatu L, Chavot D, Piotin M, Viel JF, Rumbach L, Bonneville JF. Early CT signs in acute middle cerebral artery infarction: Predictive value for subsequent infarct locations and outcome. *Neurology*. 01.08.1996;47(2):366-375ç. 10.1212/wnl.47.2.366.

61. Nelles E, Kamper L, Haage P. Röntgen-Thorax: Vom Schwarz-Weiß-Bild zur Diagnose. *MMW - Fortschritte der Medizin*. 01.05.2022;164(9):58-63ç. 10.1007/s15006-022-0972-2.
62. New PFJ, Scott WR, Schnur JA, Davis KR, Taveras JM. Computerized Axial Tomography with the EMI Scanner. *Radiology*. 01-1974;110(1):109-123ç. 10.1148/110.1.109.
63. Oder B, Thurnher S. Periradikuläre Infiltrationstherapie. *Der Radiologe*. 01.10.2015;55(10):833-839ç. 10.1007/s00117-015-0017-2.
64. Palmer WE. Spinal Injections for Pain Management. *Radiology*. 12-2016;281(3):669-688ç. 10.1148/radiol.2016152055.
65. Paprottka KJ, Kupfer K, Riederer I, Zimmer C, Beer M, Noël PB, Baum T, Kirschke JS, Sollmann N. Impact of dose reduction and iterative model reconstruction on multi-detector CT imaging of the brain in patients with suspected ischemic stroke. *Scientific Reports*. 15.11.2021;11 (1):Article number: 22271 (2021)ç. 10.1038/s41598-021-01162-0. Springer Nature.
66. Paprottka KJ, Kupfer K, Schultz V, Beer M, Zimmer C, Baum T, Kirschke JS, Sollmann N. Low-dose multi-detector computed tomography for periradicular infiltrations at the cervical and lumbar spine. *Scientific Reports*. 12.03.2022;12 (1):Artikelnummer: 4324 (2022)ç. 10.1038/s41598-022-08162-8. Springer Nature.
67. Paprottka KJ, Kupfer K, Schultz V, Beer M, Zimmer C, Baum T, Kirschke JS, Sollmann N. Radiation dose reduction for planning and performing CT-guided spine biopsies: impact on image quality and confidence for intervention planning and performance. *Scientific Reports*. submitted am 15.07.2022.
68. Park M, Chung YE, Lee HS, Choi J-Y, Park M-S, Kim M-J, Kim KW. Intraindividual Comparison of Diagnostic Performance in Patients With Hepatic Metastasis of Full-Dose Standard and Half-Dose Iterative Reconstructions With Dual-Source Abdominal Computed Tomography. *Investigative Radiology*. 2014;49(4):195-200ç. 10.1097/rli.0000000000000014.
69. Peh W. CT-guided percutaneous biopsy of spinal lesions. *Biomed Imaging Interv J*. 07-2006;2(3):e25ç. 10.2349/bij.2.3.e25.
70. Peters PE, Glasser O. Wilhelm Conrad Röntgen und die Geschichte der Röntgenstrahlen. Springer Berlin Heidelberg 2013. 380 p 1-30.
71. Pomerantz SR, Kamalian S, Zhang D, Gupta R, Rapalino O, Sahani DV, Lev MH. Virtual Monochromatic Reconstruction of Dual-Energy Unenhanced Head CT at 65–75 keV Maximizes Image Quality Compared with Conventional Polychromatic CT. *Radiology*. 01-2013;266(1):318-325ç. 10.1148/radiol.12111604.
72. Pourjabbar S, Singh S, Kulkarni N, Muse V, Digumarthy SR, Khawaja RDA, Padole A, Do S, Kalra MK. Dose reduction for chest CT: comparison of two iterative reconstruction techniques. *Acta Radiologica*. 01.06.2015;56(6):688-695ç. 10.1177/0284185114537256.
73. Prasad KN, Cole WC, Haase GM. Radiation protection in humans: extending the concept of as low as reasonably achievable (ALARA) from dose to biological damage. *The British Journal of Radiology*. 02-2004;77(914):97-99ç. 10.1259/bjr/88081058.
74. Rehm J, Veith S, Akbar M, Kauczor HU, Weber MA. CT-Guided Percutaneous Spine Biopsy in Suspected Infection or Malignancy: A Study of 214 Patients. *Rofo*. 12-2016;188(12):1156-1162ç. 10.1055/s-0042-116233.
75. Rimondi E, Busacca M, Moio A, Molinari M, Nigrisoli M, Trentani F, Trentani P, Tigani D. Computerized tomography guided biopsy in the diagnosis of neoplastic and inflammatory lesions of the pelvis. *Radiol Med*. 01/02-2001;101(1-2):60-5ç.
76. Rimondi E, Rossi G, Bartalena T, Ciminari R, Alberghini M, Ruggieri P, Errani C, Angelini A, Calabrò T, Abati CN, Balladelli A, Tranfaglia C, Mavrogenis AF, Vanel D, Mercuri M.

Percutaneous CT-guided biopsy of the musculoskeletal system: results of 2027 cases. *Eur J Radiol.* 01-2011;77(1):34-42ç. 10.1016/j.ejrad.2010.06.055.

77. Rimondi E, Staals EL, Errani C, Bianchi G, Casadei R, Alberghini M, Malaguti MC, Rossi G, Durante S, Mercuri M. Percutaneous CT-guided biopsy of the spine: results of 430 biopsies. *Eur Spine J.* 07-2008;17(7):975-81ç. 10.1007/s00586-008-0678-x.

78. Röntgen WC. Ueber eine neue Art von Strahlen. *Annalen der Physik.* 1898;300(1):12-17ç. <https://doi.org/10.1002/andp.18983000103>.

79. Rozeik C, Kotterer O, Preiss J, Schütz M, Dingler W, Deininger HK. Cranial CT Artifacts and Gantry Angulation. *Journal of Computer Assisted Tomography.* 05/06-1991;15(3):381-386ç.

80. Saifuddin A, Palloni V, du Preez H, Junaid SE. Review article: the current status of CT-guided needle biopsy of the spine. *Skeletal Radiol.* 02-2021;50(2):281-299ç. 10.1007/s00256-020-03584-9.

81. Sarti M, Brehmer WP, Gay SB. Low-dose techniques in CT-guided interventions. *Radiographics.* 07/08-2012;32(4):1109-19; discussion 1119-20ç. 10.1148/rg.324115072.

82. Schauburger JS, Kranz PG, Choudhury KR, Eastwood JD, Gray L, Hoang JK. CT-guided lumbar nerve root injections: are we using the correct radiation dose settings? *AJNR Am J Neuroradiol.* Nov;33(10):1855-1859ç. 10.3174/ajnr.A3096.

83. Schindera ST, Nelson RC, Toth TL, Nguyen GT, Toncheva GI, DeLong DM, Yoshizumi TT. Effect of patient size on radiation dose for abdominal MDCT with automatic tube current modulation: phantom study. *AJR Am J Roentgenol.* 02-2008;190(2):100-105ç. 10.2214/ajr.07.2891.

84. Schindler A, Vliegenthart R, Schoepf UJ, Blanke P, Ebersberger U, Cho YJ, Allmendinger T, Vogt S, Raupach R, Fink C, Saam T, Bamberg F, Nikolaou K, Apfaltrer P. Iterative Image Reconstruction Techniques for CT Coronary Artery Calcium Quantification: Comparison with Traditional Filtered Back Projection in Vitro and in Vivo. *Radiology.* 2014;270(2):387-393ç. 10.1148/radiol.13130233.

85. Schriger DL, Kalafut M, Starkman S, Krueger M, Saver JL. Cranial Computed Tomography Interpretation in Acute StrokePhysician Accuracy in Determining Eligibility for Thrombolytic Therapy. *JAMA.* 04-1998;279(16):1293-1297ç. 10.1001/jama.279.16.1293.

86. Schulz B, Beeres M, Bodelle B, Bauer R, Al-Butmeh F, Thalhammer A, Vogl TJ, Kerl JM. Performance of Iterative Image Reconstruction in CT of the Paranasal Sinuses: A Phantom Study. *American Journal of Neuroradiology.* 2013;34(5):1072-1076ç. 10.3174/ajnr.A3339.

87. Schwarz BM. Nanoscopic characterisation of radiation-induced DNA damage in the context of chromatin structure and repair protein organisation. Fakultät für Luft- und Raumfahrttechnik der

Universität der Bundeswehr München; 19.02.2021.

88. Sertic M, Parkes L, Mattiassi S, Pritzker K, Gardam M, Murphy K. The Efficacy of Computed Tomography-Guided Percutaneous Spine Biopsies in Determining a Causative Organism in Cases of Suspected Infection: A Systematic Review. *Can Assoc Radiol J.* 02-2019;70(1):96-103ç. 10.1016/j.carj.2018.09.003.

89. Shepherd TM, Hess CP, Chin CT, Gould R, Dillon WP. Reducing patient radiation dose during CT-guided procedures: demonstration in spinal injections for pain. *AJNR Am J Neuroradiol.* Nov-Dec;32(10):1776-1782ç. 10.3174/ajnr.A2634.

90. Shpilberg KA, Delman BN, Tanenbaum LN, Esses SJ, Subramaniam R, Doshi AH. Radiation dose reduction in CT-guided spine biopsies does not reduce diagnostic yield. *AJNR Am J Neuroradiol.* 12-2014;35(12):2243-7ç. 10.3174/ajnr.A4053.

91. Siegel MJ, Schmidt B, Bradley D, Suess C, Hildebolt C. Radiation dose and image quality in pediatric CT: effect of technical factors and phantom size and shape. *Radiology*. 11-2004;233(2):515-22ç. 10.1148/radiol.2332032107.
92. Sill H. Signifikanzniveau einfach erklärt mit Beispiel 2021; zitiert am 23.10.2022]. Stand 16.05.2022. <https://www.scribbr.de/statistik/signifikanzniveau/>.
93. Singh DK, Kumar N, Nayak BK, Jaiswal B, Tomar S, Mittal MK, Bajaj SK. Approach-based techniques of CT-guided percutaneous vertebral biopsy. *Diagn Interv Radiol*. 03-2020;26(2):143-146ç. 10.5152/dir.2019.19268.
94. Smith JC, Jin DH, Watkins GE, Miller TR, Karst JG, Oyoyo UE. Ultra-low-dose protocol for CT-guided lung biopsies. *J Vasc Interv Radiol*. 04-2011;22(4):431-436ç. 10.1016/j.jvir.2011.01.431.
95. Smith-Bindman R, Kwan ML, Marlow EC, Theis MK, Bolch W, Cheng SY, Bowles EJA, Duncan JR, Greenlee RT, Kushi LH, Pole JD, Rahm AK, Stout NK, Weinmann S, Miglioretti DL. Trends in Use of Medical Imaging in US Health Care Systems and in Ontario, Canada, 2000-2016. *Jama*. 03.09.2019;322(9):843-856ç. 10.1001/jama.2019.11456.
96. Sollmann N, Mei K, Hedderich DM, Maegerlein C, Kopp FK, Löffler MT, Zimmer C, Rummeny EJ, Kirschke JS, Baum T, Noël PB. Multi-detector CT imaging: impact of virtual tube current reduction and sparse sampling on detection of vertebral fractures. *Eur Radiol*. 07-2019;29(7):3606-3616ç. 10.1007/s00330-019-06090-2.
97. Sollmann N, Mei K, Riederer I, Probst M, Löffler MT, Kirschke JS, Noël PB, Baum T. Low-dose MDCT: evaluation of the impact of systematic tube current reduction and sparse sampling on the detection of degenerative spine diseases. *Eur Radiol*. 04-2021;31(4):2590-2600ç. 10.1007/s00330-020-07278-7.
98. Sollmann N, Mei K, Riederer I, Schön S, Kirschke JS, Meyer B, Zimmer C, Baum T, Noël PB. Low-Dose MDCT of Patients With Spinal Instrumentation Using Sparse Sampling: Impact on Metal Artifacts. *AJR Am J Roentgenol*. 05-2021;216(5):1308-1317ç. 10.2214/ajr.20.23083.
99. Sollmann N, Mei K, Riederer I, Schön S, Kopp FK, Löffler MT, Hedderich DM, Maegerlein C, Friedrich B, Kreiser K, Boeckh-Behrens T, Kirschke JS, Rummeny EJ, Zimmer C, Noël PB, Baum T. Tube Current Reduction in CT Angiography: How Low Can We Go in Imaging of Patients With Suspected Acute Stroke? *AJR Am J Roentgenol*. 08-2019;213(2):410-416ç. 10.2214/ajr.18.20954.
100. Sollmann N, Mei K, Schön S, Riederer I, Kopp FK, Löffler MT, Probst M, Rummeny EJ, Zimmer C, Kirschke JS, Noël PB, Baum T. Systematic Evaluation of Low-dose MDCT for Planning Purposes of Lumbosacral Periradicular Infiltrations. *Clin Neuroradiol*. 12-2020;30(4):749-759ç. 10.1007/s00062-019-00844-7.
101. Sollmann N, Mei K, Schwaiger BJ, Gersing AS, Kopp FK, Bippus R, Maegerlein C, Zimmer C, Rummeny EJ, Kirschke JS, Noël PB, Baum T. Effects of virtual tube current reduction and sparse sampling on MDCT-based femoral BMD measurements. *Osteoporosis International*. 01.12.2018;29(12):2685-2692ç. 10.1007/s00198-018-4675-6.
102. Stout A. Epidural steroid injections for cervical radiculopathy. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 02-2011;22(1):149-59ç. 10.1016/j.pmr.2010.10.007.
103. Strahlenschutz Bf. Computertomographie – Expositionspraxis in Deutschland und Möglichkeiten der Dosisreduktion 2022; zitiert am 30.09.2022]. Stand 20.09.2022. <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medizin/diagnostik/roentgen/ct-untersuchungen.html>.
104. Strahlenschutz Bf. Grundsätze des Strahlenschutzes - Grundsätze des Strahlenschutzes 2019; zitiert am 30.09.2022]. Stand 25.06.2019. <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/strahlenschutz/einfuehrung/grundsaeetze/grundsaeetze.html>



105. Strahlenschutz Bf. Röntgendiagnostik: Häufigkeit und Strahlenexposition für die deutsche Bevölkerung: Bundesamt für Strahlenschutz; 2022; zitiert am 30.09.2022]. Stand 14.03.2022. [https://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medizin/diagnostik/roentgen/haeufigkeit-exposition.html#:~:text=CT%20%2DUntersuchungen%20sowie%20die%20ebenfalls,%25%20\(siehe%20Abbildung%202\).](https://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medizin/diagnostik/roentgen/haeufigkeit-exposition.html#:~:text=CT%20%2DUntersuchungen%20sowie%20die%20ebenfalls,%25%20(siehe%20Abbildung%202).)
106. Strahlenschutz Bf. Strahlenschutz - Grenzwerte im Strahlenschutz 2022; zitiert am 30.09.2022]. Stand 04.01.2021. <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/strahlenschutz/grenzwerte/grenzwerte.html>.
107. Strahlenschutz Bf. Wie wirkt Strahlung? - Wie wirkt ionisierende Strahlung? 2021; zitiert am 30.09.2022]. Stand 04.11.2021. <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/wirkung/einfuehrung/einfuehrung.html>.
108. Strahlenschutzkommission I. Die Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007 ICRP-Veröffentlichung 103 Verabschiedet im März 2007 2022. Stand. [https://www.icrp.org/docs/P103\\_German.pdf](https://www.icrp.org/docs/P103_German.pdf).
109. Takenaka D, Ohno Y, Matsumoto K, Aoyama N, Onishi Y, Koyama H, Nogami M, Yoshikawa T, Matsumoto S, Sugimura K. Detection of bone metastases in non-small cell lung cancer patients: comparison of whole-body diffusion-weighted imaging (DWI), whole-body MR imaging without and with DWI, whole-body FDG-PET/CT, and bone scintigraphy. J Magn Reson Imaging. 08-2009;30(2):298-308ç. 10.1002/jmri.21858.
110. Truwit CL, Barkovich AJ, Gean-Marton A, Hibri N, Norman D. Loss of the insular ribbon: another early CT sign of acute middle cerebral artery infarction. Radiology. 09-1990;176(3):801-806ç. 10.1148/radiology.176.3.2389039.
111. Waggerhauser T, Schwarzkopf S, Reiser M. Facettenblockade, peridurale und periradikuläre Schmerztherapie. Der Radiologe. 01.06.2006;46(6):520-526ç. 10.1007/s00117-006-1385-4.
112. Webredaktion THM. Fachbereich Mathematik, Naturwissenschaften und Informatik - Elektromagnetische Strahlung 2022; zitiert am 30.09.2022]. Stand. <https://www.thm.de/mni/forschung/institute-gruppen/imps/imps-strahlung-information/radiologie/grundlagen/elektromagnetische-strahlung.html>.
113. Wiesner EL, Hillen TJ, Long J, Jennings JW. Percutaneous CT-Guided Biopsies of the Cervical Spine: Technique, Histopathologic and Microbiologic Yield, and Safety at a Single Academic Institution. AJNR Am J Neuroradiol. 05-2018;39(5):981-985ç. 10.3174/ajnr.A5603.
114. Willeminck MJ, de Jong PA, Leiner T, de Heer LM, Nievelstein RAJ, Budde RPJ, Schilham AMR. Iterative reconstruction techniques for computed tomography Part 1: Technical principles. European Radiology. 01.06.2013;23(6):1623-1631ç. 10.1007/s00330-012-2765-y.
115. Willeminck MJ, Leiner T, de Jong PA, de Heer LM, Nievelstein RAJ, Schilham AMR, Budde RPJ. Iterative reconstruction techniques for computed tomography part 2: initial results in dose reduction and image quality. European Radiology. 01.06.2013;23(6):1632-1642ç. 10.1007/s00330-012-2764-z. Springer.
116. Willeminck MJ, Noël PB. The evolution of image reconstruction for CT-from filtered back projection to artificial intelligence. Eur Radiol. 05-2019;29(5):2185-2195ç. 10.1007/s00330-018-5810-7.
117. Yang SY, Oh E, Kwon JW, Kim HS. Percutaneous Image-Guided Spinal Lesion Biopsies: Factors Affecting Higher Diagnostic Yield. AJR Am J Roentgenol. 11-2018;211(5):1068-1074ç. 10.2214/ajr.17.18817.

- 
118. Yoon JY, Kwon JW, Yoon YC, Lee J. Cervical interlaminar epidural steroid injection for unilateral cervical radiculopathy: comparison of midline and paramedian approaches for efficacy. *Korean J Radiol.* 05/06-2015;16(3):604-612ç. 10.3348/kjr.2015.16.3.604.



## Abbildungsverzeichnis

|   |    |
|---|----|
| Abbildung 1: Die Hand von Bertha Röntgen vom 22. Dezember 1895,<br>Bildrechte: Sammlung Nachlass Wilhelm Conrad Röntgen, Deutsches<br>Röntgen-Museum, Remscheid .....   | 6  |
| Abbildung 2: Schematische Darstellung zur Entstehung von<br>charakteristischer Röntgenstrahlung (112) .....   | 8  |
| Abbildung 3: Schematische Darstellung zur Entstehung von<br>Röntgenbremsstrahlung (112).....  | 8  |
| Abbildung 4: Veranschaulichung der Dosisgrößen nach eigener Darstellung<br>.....  | 11 |
| Abbildung 5: Verteilung der effektiven Dosis für 10 ausgewählte CT-<br>Untersuchungen. Die Untersuchungen sind nach der mittleren<br>effektiven Dosis pro Untersuchung geordnet. Angaben nach dem BfS<br>(103).....   | 12 |
| Abbildung 6: Prozentualer Anteil der verschiedenen Untersuchungsarten an<br>der kollektiven effektiven Dosis für das Jahr 2018 nach dem BfS (105).<br>.....   | 13 |
| Abbildung 7: Bildentstehung nach eigener Darstellung .....  | 17 |
| Abbildung 8: Beispiel Dosisprotokoll des Philips Ingenuity CT (linke Spalte:<br>Einzelne Bestandteile des Aufnahmeprotokolls, mAs, kV, CTDIvol und<br>DLP als wichtige Parameter für die Strahlenbelastung).....  | 19 |
| Abbildung 9: Beispiel einer CT-Ansicht des Philips Ingenuity CT im PACS<br>(links oben: Einstellungsparameter am CT-Gerät selbst, links unten:<br>Rekonstruktion, mA und kV Angaben als wichtige Parameter für die<br>Strahlenbelastung) .....              | 20 |
| Abbildung 10: Laterales Topogramm für eine geplante lumbale<br>Bandscheibenbiopsie bei einer 47-jährigen Frau mit Verdacht auf<br>Spondylodiszitis auf Höhe L4/5. Die blaue Linie zeigt den antero-<br>posterioren Körperdurchmesser (251,0 mm) (67). ..... | 37 |
| Abbildung 11: Laterale Topogramme erhielten für eine therapeutische C6-<br>Nervenwurzelinjektion bei einer 58-jährigen Frau (A) und für eine  |    |

- diagnostische L4-Nervenwurzelinjektion bei einem 73-jährigen Mann (B). Die blaue Linie zeigt den anteroposterioren Körperdurchmesser 108,4 mm in (A) und 254,7 mm in (B)] (66). ..... 37
- Abbildung 12: Beispiele für die Planung von Scans für lumbosakrale Wirbelsäulenbiopsien bei unterschiedlichen Patienten, die mit einem Low-Dose (LD)-Protokoll für Scans durchgeführt wurden und mit perfekter (A), guter (B), mittlerer (C) und schlechter (D) schlechter (D) allgemeiner Bildqualität bewertet wurden (67). ..... 41
- Abbildung 13: Beispiel für einen Planungsscan für eine rechtsseitige Injektion der Wurzel des Nerv L5 beim unterschiedlichen Patienten, die mit einem Low-Dose (LD)-Protokoll für Scans durchgeführt wurden und mit perfekter (A), guter (B), mittlerer (C) und schlechter (D) schlechter (D) allgemeiner Bildqualität bewertet wurden (66). ..... 42
- Abbildung 14: Ein ROI (A) wurde platziert für die weiße Substanz des linken Frontallappens, der linken inneren Kapsel und der grauen Substanz (GM) des linksseitigen Thalamus (axiale Schicht auf Höhe der Basalganglien und des dritten Ventrikels). Der zweite ROI (B) fand seine Platzierung innerhalb der ischämischen Abgrenzung (angrenzend an den linken Seitenventrikel) und innerhalb eines homologen, nicht betroffenen Bereichs der kontralateralen Hemisphäre (axiale Schicht auf der Ebene der ischämischen Abgrenzung) (65). ..... 43
- Abbildung 15: Messung des Bildrauschens bei einer geplanten lumbosakralen Biopsie. Drei Messungen innerhalb des Psoas-Muskels wurden durchgeführt, um Dämpfungswerte von manuell platzierten kreisförmigen ROIs abzuleiten (67). ..... 45
- Abbildung 16: Messung des Bildrauschens für eine geplante linksseitige diagnostische C5-Nervenwurzelinjektion bei einer 41-jährigen Frau (A) und eine geplante linksseitige L5-Nervenwurzelinjektion bei einem 34-jährigen Mann (B). In diesen beiden exemplarischen Patientenfällen wurden Scans mit Standarddosis (SD) durchgeführt. Drei Messungen

|  |    |
|--|----|
| der Dämpfungswerte des Gebärmutterhals- oder Psoasmuskels wurden aus drei zirkulären Regionen von Interesse (ROIs) abgeleitet (66). .....  | 45 |
| Abbildung 17: Patientenbeispiel einer ischämischen Demarkation rechts parieto okzipital eines 63-jährigen Mannes mit Sehstörung. (A) Axiale Schicht eines LD-Protokolls unter Verwendung eines hybriden Rekonstruktionsalgorithmus (LD_iDose); (B) Entsprechende axiale Schicht mit LD, Rekonstruktion kombiniert mit einem modellbasierten iterativen Bildrekonstruktionsalgorithmus (LD_IMR); Der demarkierte Bereich (parieto-okzipital parafalzin, rechte Hemisphäre) ist in (B) deutlicher dargestellt, was einem höheren Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR) entspricht (65). Jedoch ist diese Beurteilung sehr subtil. Sicher abgegrenzt werden kann der Infarkt jedoch nur im direkten Seitenvergleich. .... | 47 |

## Tabellenverzeichnis

|  |    |
|--|----|
| Tabelle 1: Gewebewichtungsfaktoren (modifiziert nach ICRP Publikation 103) (108).....  | 11 |
| Tabelle 2: Wichtige Schwellenwerte für deterministische Strahlenwirkungen nach Angaben des Bundesamt für Strahlenschutz (106).....   | 14 |
| Tabelle 3: Wichtige Grenzwerte und typische Dosiswerte im Vergleich nach Angaben des Bundesamt für Strahlenschutz (106).....   | 23 |
| Tabelle 4: Scanparameter und Bildrekonstruktion für cCTs mit Standarddosis (SD) und Niedrigdosis (LD) (65).....  | 34 |
| Tabelle 5: Scanparameter und Bildrekonstruktion für die Planung und periprozedurale Führungsscans von Biopsien mit Standarddosis (SD) und Niedrigdosis (LD) (67). ....   | 35 |
| Tabelle 6: Scanparameter und Bildrekonstruktion für PRTs mit Standarddosis (SD) und Niedrigdosis (LD) (66).....  | 36 |
| Tabelle 7: Bewertungsskala für die qualitative Bildauswertung (65).....  | 38 |
| Tabelle 8: Semiquantitative Kriterien für die Bildbewertung der beiden Leser R1 und R2 (66, 67).....   | 40 |
| Tabelle 9: Merkmale eines ischämischen Schlaganfalls (65) .....  | 49 |
| Tabelle 10: Kohorte und Durchführungsmerkmale (67).....  | 51 |
| Tabelle 11: Kohorte und Durchführungsmerkmale (66).....  | 53 |
| Tabelle 12: Ergebnisse der quantitativen Bildauswertung unter Verwendung des Mittelwerts $\pm$ Standardabweichung (StdDev) für Messungen. Bilder, die beim Scannen mit Standarddosis (SD; SD_iDose & SD_IMR) und niedrige Dosis (LD; LD_iDose & LD_IMR) (65). .... | 58 |
| Tabelle 13: Tabelle Qualitative Bildauswertung der Leser R1 und R2 beim Scannen mit SD und LD (65). ....   | 62 |
| Tabelle 14: Semiquantitative Auswertung für Scans zur Interventionsplanung der Bewertungen von zwei Lesern (R1 und R2) gemäß Likert-Skala (Mittelwert $\pm$ StDev) unter Berücksichtigung von Scans mit Standarddosis (SD) und niedriger Dosis (LD) (67).....      | 63 |

---

|  |    |
|--|----|
| Tabelle 15: Semiquantitative Auswertung für periprozedurale Führungsscans der Bewertungen von zwei Lesern (R1 und R2) gemäß Likert-Skala (Mittelwert $\pm$ StDev) unter Berücksichtigung von Scans mit Standarddosis (SD) und niedriger Dosis (LD) (67)..... | 64 |
| Tabelle 16: Semiquantitative Auswertung für PRT Planungsscans der Bewertungen von zwei Lesern (R1 und R2) gemäß Likert-Skala (Mittelwert $\pm$ StDev) unter Berücksichtigung von Scans mit Standarddosis (SD) und niedriger Dosis (LD) (66).....             | 66 |