

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

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

**Vergleich von Niedrigdosis CT Protokollen zur nativen Knochendarstellung  
hinsichtlich Bildqualität und Dosis**

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

vorgelegt von

Andreas Stefan Brendlin  
aus Lörrach

Frankfurt am Main, 2020

---

Dekan:	Prof. Dr. Stefan Zeuzem
Referent:	Prof. Dr. Martin Beeres
Korreferent:	Prof. Dr. Frank Grünwald
Tag der mündlichen Prüfung:	16.09.2020

Für meine Eltern.



# Inhaltsverzeichnis

<b>Formelverzeichnis .....</b>	<b>X</b>
<b>Tabellenverzeichnis .....</b>	<b>XI</b>
<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>XIV</b>
<b>1 EINLEITUNG .....</b>	<b>1</b>
<b>1.1 Strahlung .....</b>	<b>2</b>
1.1.1 Definition und physikalische Grundlagen .....	2
1.1.2 Strahlenwirkung auf Materie .....	3
1.1.2.1 Primärprozesse .....	4
1.1.2.2 Strahlenbiologisch relevante Sekundärprozesse .....	4
1.1.2.3 Risiken der Exposition .....	5
1.1.3 Messung und dosimetrische Größen .....	6
1.1.4 Aktuelle Daten zu Strahlenexposition und Pfaden .....	7
<b>1.2 Diagnostische Nutzung von Röntgenstrahlen .....</b>	<b>8</b>
1.2.1 Grundlagen .....	8
1.2.2 Aufbau und Funktion der Röntgenröhre .....	9
1.2.2.1 Spektrale Bereiche des Röntgenstrahls .....	10
1.2.2.2 Polychromasie .....	12
1.2.3 Bildgebung .....	13
1.2.3.1 Hauptachsen und Ebenen .....	13
1.2.3.2 Bildaufbau: Projektions – und Schnittbilder .....	14
1.2.3.3 Streustrahlung und Strahlenraster .....	16
1.2.3.4 Der Detektor .....	17
<b>1.3 Die Computertomographie .....</b>	<b>19</b>
1.3.1 Aufbau moderner CT-Scanner .....	20
1.3.2 Historische Entwicklung der modernen Computertomographie .....	21
1.3.3 Funktionsweise der modernen CT .....	26
1.3.3.1 Technische Protokollparameter .....	26
1.3.3.1.1 Schichtkollimation .....	26
1.3.3.1.2 Pitchfaktor .....	26
1.3.3.1.3 Rotationszeit .....	27
1.3.3.1.4 Röhrenstrom und Röhrenspannung .....	27
1.3.3.2 Berechnung der Bilder .....	28
1.3.3.2.1 Lineare Schwächung .....	28

1.3.3.2.2	Hounsfield-Skalierung .....	29
1.3.3.3	Rekonstruktionsparameter .....	30
1.3.3.3.1	Berücksichtigung der Strahlengeometrie .....	30
1.3.3.3.2	Z-Interpolation .....	30
1.3.3.3.3	Z-Filterung .....	31
1.3.3.3.4	Inkrement .....	31
1.3.3.3.5	Faltungskern.....	32
1.3.3.4	Darstellung der Bilder und Fensterung .....	34
1.3.4	Objektive Messgrößen der Bildqualität .....	35
1.3.4.1	HU-Werte .....	35
1.3.4.2	Rauschen.....	35
1.3.4.3	Kontrast.....	37
1.3.4.4	Signal-to-Noise Ratio (SNR) & Contrast-to-Noise Ratio (CNR) .....	38
1.3.4.5	Ortsauflösung.....	38
1.3.4.5.1	Die Ortsauflösung innerhalb der Bildebene .....	39
1.3.4.5.2	Die Ortsauflösung entlang der Z-Achse.....	39
1.3.4.6	Field of Measurement (FOM) / Field of View (FOV) .....	40
1.3.5	Patientenbedingte Faktoren der Bildqualität .....	40
1.3.5.1	Die Compliance .....	40
1.3.5.2	Der Querdurchmesser des Patienten (BMI) .....	40
1.3.6	Bild-Artefakte in der Übersicht .....	40
1.3.6.1	Physikalisch bedingte Artefakte.....	41
1.3.6.1.1	Strahlenaufhärtung .....	41
1.3.6.1.2	Partialvolumeneffekt .....	42
1.3.6.1.3	Photon Starvation.....	43
1.3.6.1.4	Unterabtastung .....	43
1.3.6.2	Technisch bedingte Artefakte .....	44
1.3.6.2.1	Ringartefakte.....	44
1.3.6.3	Durch Eigenheiten der Patienten bedingte Artefakte .....	44
1.3.6.3.1	Bewegungsartefakte .....	44
1.3.6.3.2	Metallische Implantate .....	45
1.3.6.3.3	Messfeldüberschreitungen.....	45
1.3.6.4	Von der Rekonstruktion abhängige Artefakte.....	46
1.3.6.4.1	Spiral-Artefakte.....	46
1.3.6.4.2	Kegelstrahl-Effekt.....	46
1.3.7	Wichtige Dosisbegriffe der CT .....	47
1.3.7.1	CTDI.....	47
1.3.7.2	DLP.....	48

1.3.8	Ansätze zur Reduktion der Dosis .....	49
1.3.8.1	Überprüfung der Indikation .....	49
1.3.8.2	Auswahl eines adäquaten Untersuchungsprotokolls .....	50
1.3.8.3	Dosiseinsparung durch Rekonstruktion und Darstellung .....	51
<b>1.4</b>	<b>Klinische Bedeutung der Dosisreduktion beim Multiplen Myelom.....</b>	<b>52</b>
1.4.1	Grundlagen .....	52
1.4.2	Kardinalsymptomatik und Klinik .....	53
1.4.2.1	Inzidenz monoklonaler Immunglobuline .....	53
1.4.2.2	Plasmazellinfiltration des Knochenmarks.....	53
1.4.2.3	Osteolytische Herde im Knochen .....	53
1.4.3	Diagnostik .....	54
1.4.3.1	Labor und Histopathologie .....	54
1.4.3.2	Bildgebung.....	54
1.4.3.3	Einteilung, Stadien, Verlauf und Prognose .....	55
1.4.4	Therapie.....	57
1.4.4.1	Grundlagen .....	57
1.4.4.2	Therapieregime .....	58
1.4.5	Erhöhung des Risikopotentials für MM-Patienten .....	59
1.4.5.1	Therapeutika .....	59
1.4.5.2	Diagnostika .....	60
<b>1.5</b>	<b>Fragestellung und Ziel der Dissertation.....</b>	<b>61</b>
<b>2</b>	<b>MATERIAL UND METHODEN.....</b>	<b>63</b>
<b>2.1</b>	<b>Studiendesign .....</b>	<b>63</b>
<b>2.2</b>	<b>Materialien und Hilfsmittel.....</b>	<b>64</b>
2.2.1	Datenerhebung .....	64
2.2.1.1	CT .....	64
2.2.1.1.1	Untersuchungsprotokoll .....	64
2.2.1.1.2	Rekonstruktionsalgorithmen .....	65
2.2.1.2	Workstation (PACS) .....	65
2.2.2	Auswertung .....	65
2.2.2.1	Tabellenkalkulation .....	65
2.2.2.2	Statistik-Software.....	65
2.2.3	Textverarbeitung .....	65
<b>2.3</b>	<b>Methoden.....</b>	<b>66</b>

2.3.1	Datenerhebung .....	66
2.3.1.1	Population .....	66
2.3.1.2	Subjektive Bewertung der Bildqualität .....	66
2.3.1.3	Objektive Beurteilung der Bildqualität .....	67
2.3.1.4	Dosis-Daten .....	68
2.3.2	Auswertung .....	69
<b>3</b>	<b>ERGEBNISSE .....</b>	<b>70</b>
<b>3.1</b>	<b>Population.....</b>	<b>70</b>
<b>3.2</b>	<b>Subjektiver Vergleich der Bildqualität .....</b>	<b>71</b>
3.2.1	Beurteilbarkeit von Knochen.....	71
3.2.1.1	cCT/HWS .....	72
3.2.1.2	Tho-Knie.....	73
3.2.2	Beurteilbarkeit von Weichteil.....	75
3.2.2.1	cCT-HWS .....	76
3.2.2.2	Tho-Knie.....	78
3.2.3	Abgrenzbarkeit von Osteolysen .....	80
3.2.3.1	cCT-HWS .....	81
3.2.3.2	Tho-Knie.....	83
3.2.4	Bildqualität in Artefaktarealen .....	85
3.2.4.1	cCT/HWS .....	86
3.2.4.2	Tho-Knie.....	88
3.2.5	Overall Image Quality .....	90
3.2.5.1	cCT/HWS .....	91
3.2.5.2	Tho-Knie.....	93
3.2.6	Bildbeispiel.....	95
<b>3.3</b>	<b>Objektiver Vergleich der Bildqualität .....</b>	<b>96</b>
3.3.1	Schwächungswerte von Muskeln .....	96
3.3.1.1	cCT/HWS .....	97
3.3.1.2	Tho-Knie.....	99
3.3.2	Bildpunktrauschen.....	101
3.3.2.1	cCT/HWS .....	102
3.3.2.2	Tho-Knie.....	104
3.3.3	Signal-to-Noise Ratio (SNR).....	106
3.3.3.1	cCT/HWS .....	107
3.3.3.2	Tho-Knie.....	109

<b>3.4</b>	<b>Strahlendosis .....</b>	<b>111</b>
3.4.1	CT Dosis Index (CTDI).....	111
3.4.1.1	cCT/HWS .....	112
3.4.1.2	Tho-Knie.....	113
3.4.2	Size-specific Dose Estimate (SSDE).....	114
3.4.2.1	cCT/HWS .....	115
3.4.2.2	Tho-Knie.....	116
<b>4</b>	<b>DISKUSSION.....</b>	<b>117</b>
<b>4.1</b>	<b>Subjektiver Vergleich der Bildqualität .....</b>	<b>118</b>
4.1.1	Darstellung der Ergebnisse.....	118
4.1.2	Literaturvergleich.....	119
4.1.3	Schlussfolgerungen .....	120
<b>4.2</b>	<b>Objektiver Vergleich der Bildqualität .....</b>	<b>121</b>
4.2.1	Darstellung der Ergebnisse.....	121
4.2.2	Literaturvergleich.....	122
4.2.3	Schlussfolgerungen .....	123
<b>4.3</b>	<b>Strahlendosis .....</b>	<b>125</b>
4.3.1	Darstellung der Ergebnisse.....	125
4.3.2	Literaturvergleich.....	126
4.3.3	Schlussfolgerungen .....	127
<b>4.4</b>	<b>Limitationen .....</b>	<b>128</b>
<b>4.5</b>	<b>Ausblick.....</b>	<b>130</b>
<b>5</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG.....</b>	<b>131</b>
<b>6</b>	<b>SUMMARY.....</b>	<b>133</b>
<b>7</b>	<b>QUELLENVERZEICHNIS .....</b>	<b>135</b>
<b>8</b>	<b>SCHRIFTLICHE ERKLÄRUNG .....</b>	<b>147</b>

## Formelverzeichnis

Formel 1: Elektronenvolt und Joule. <sup>2</sup> .....	2
Formel 2: Tischvorschub $d$ .....	26
Formel 3: Pitch-Faktor. <sup>57</sup> .....	26
Formel 4: Energieflussdichte $\Psi$ . <sup>69</sup> .....	28
Formel 5: Hounsfield-Units (HU). <sup>70</sup> .....	28
Formel 6: Definition des Bildpunktauschsens $\sigma$ . <sup>34</sup> .....	35
Formel 7: SNR.....	38
Formel 8: CNR .....	38
Formel 9: MASD & CTDI. <sup>91</sup> .....	48
Formel 10: CTDI <sub>w</sub> . <sup>91</sup> .....	48
Formel 11: CTDI <sub>vol</sub> . <sup>91</sup> .....	48
Formel 12: Ermittlung der SSDE. <sup>133</sup> .....	68

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Wichtige SI-Größen - und Einheiten. <sup>5,6</sup> .....	2
Tabelle 2: Radiolyse des Wassers .....	5
Tabelle 3: Wichtige Dosimetrische Größen und Einheiten. <sup>2</sup> .....	6
Tabelle 4: Effektive Jahresdosis einer Person in Deutschland 2015. <sup>3</sup> .....	7
Tabelle 5: Energieniveaus der Röntgenstrahlen <sup>18</sup> .....	10
Tabelle 6: Achsen und Ebenen in der Radiologie. <sup>22</sup> .....	13
Tabelle 7: Einteilung MM. <sup>98,107</sup> .....	55
Tabelle 8: CRAB-Kriterien. <sup>98</sup> .....	55
Tabelle 9: Stadieneinteilung des MM nach Durie und Salmon. <sup>110</sup> .....	56
Tabelle 10: Überarbeitetes intern. MM-Staging System (R-ISS), Palumbo et al. <sup>111</sup> .....	56
Tabelle 11: Pharmaka in der MM-Therapie. <sup>114</sup> .....	57
Tabelle 12: Verschiedene spezielle Nebenwirkungsprofile der MM-Therapie. <sup>96,98,117,118</sup> .....	59
Tabelle 13: Herstellerangaben der SOMATOM Geräte. <sup>127-129</sup> .....	64
Tabelle 14: Akquisitionsparameter.....	64
Tabelle 15: Rekonstruktionsparameter.....	65
Tabelle 16: Vorgehen bei der subjektiven Bewertung der Bildqualität .....	66
Tabelle 17: ROI-Messorte für Muskeln.....	67
Tabelle 18: Übersicht über die Studienpopulation .....	70
Tabelle 19: Deskriptive Statistik und symmetrische Maße: Beurteilbarkeit von Knochen (cCT/HWS).....	72
Tabelle 20: Deskriptive Statistik und symmetrische Maße: Beurteilbarkeit von Knochen (Tho-Knie).....	73
Tabelle 21: p-Werte und Effektstärke nach Cohen: Beurteilbarkeit von Knochen (Tho- Knie).....	74
Tabelle 22: Beurteilbarkeit von Weichteil (cCT/HWS), deskriptive Statistik und symmetrische Maße.....	76
Tabelle 23: Beurteilbarkeit von Weichteil (cCT-HWS), p-Werte und Effektstärke nach Cohen.....	77
Tabelle 24: Beurteilbarkeit von Weichteil (Tho-Knie), deskriptive Statistik und symmetrische Maße.....	78

Tabelle 25: Beurteilbarkeit von Weichteil (Tho-Knie), p-Werte und Effektstärke nach Cohen.....	79
Tabelle 26: Abgrenzbarkeit von Osteolysen (cCT/HWS), deskriptive Statistik und symmetrische Maße.....	81
Tabelle 27: Abgrenzbarkeit von Osteolysen (cCT/HWS), p-Werte und Effektstärke nach Cohen.....	82
Tabelle 28: Abgrenzbarkeit von Osteolysen (Tho-Knie), deskriptive Statistik und symmetrische Maße.....	83
Tabelle 29: Abgrenzbarkeit von Osteolysen (Tho-Knie), p-Werte und Effektstärke nach Cohen.....	84
Tabelle 30: Bildqualität in Artefaktarealen (cCT/HWS), deskriptive Statistik und symmetrische Maße.....	86
Tabelle 31: Bildqualität in Artefaktarealen (cCT/HWS), p-Werte und Effektstärke nach Cohen.....	87
Tabelle 32: Bildqualität in Artefaktarealen (Tho-Knie), deskriptive Statistik und symmetrische Maße.....	88
Tabelle 33: Bildqualität in Artefaktarealen (Tho-Knie), p-Werte und Effektstärke nach Cohen.....	89
Tabelle 34: Overall Image Quality (cCT/HWS), deskriptive Statistik und symmetrische Maße.....	91
Tabelle 35: Overall Image Quality (cCT/HWS), p-Werte und Effektstärke nach Cohen.....	92
Tabelle 36: Overall Image Quality (Tho-Knie), deskriptive Statistik und symmetrische Maße.....	93
Tabelle 37: Overall Image Quality (Tho-Knie), p-Werte und Effektstärke nach Cohen.....	94
Tabelle 38: Schwächungswerte von artefaktfreien Muskeln (cCT/HWS), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.....	97
Tabelle 39: Schwächungswerte von Muskeln in Artefaktarealen (cCT/HWS), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.....	98
Tabelle 40: Schwächungswerte von artefaktfreien Muskeln (Tho-Knie), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.....	99

Tabelle 41: Schwächungswerte von Muskeln in Artefaktarealen (Tho-Knie), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke. ....	100
Tabelle 42: Bildpunktrauschen artefaktfreier Muskeln (cCT/HWS), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke. ....	102
Tabelle 43: Bildpunktrauschen in Artefaktarealen (cCT/HWS), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke. ....	103
Tabelle 44: Bildpunktrauschen artefaktfreier Muskeln (Tho-Knie), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke. ....	104
Tabelle 45: Bildpunktrauschen in Artefaktarealen (Tho-Knie), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke. ....	105
Tabelle 46: SNR artefaktfreier Muskeln (cCT/HWS), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.....	107
Tabelle 47: SNR in Artefaktarealen (cCT/HWS), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.....	108
Tabelle 48: SNR artefaktfreier Muskeln (Tho-Knie), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.....	109
Tabelle 49: SNR in Artefaktarealen (Tho-Knie), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.....	110
Tabelle 50: CTDI (cCT/HWS), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.	112
Tabelle 51: CTDI (Tho-Knie), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.	113
Tabelle 52: SSDE (cCT/HWS), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke. ....	115
Tabelle 53: SSDE (Tho-Knie), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.	116

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Das Schalenmodell. <sup>8</sup> .....	3
Abbildung 2: Atomare Wechselwirkungen: Anregung und Ionisation. <sup>1</sup> .....	4
Abbildung 3: Indirekte und direkte biologische Wechselwirkung. <sup>2</sup> .....	5
Abbildung 4: $W_R$ & $W_T$ . <sup>2</sup> .....	6
Abbildung 5: Schattenwurf eines Festkörpers (a) und Umrissbild (b). <sup>12</sup> .....	8
Abbildung 6: Schwächung der Röntgenphotonen. <sup>14</sup> .....	8
Abbildung 7: Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre. <sup>1</sup> .....	9
Abbildung 8: Relativer Anteil der Schwächungseffekt in Wasser. <sup>2</sup> .....	10
Abbildung 9: Schematische Darstellung: A) Photoeffekt, B) Compton-Effekt. <sup>1</sup> .....	11
Abbildung 10: Spektralverteilung eines polychromatischen Röntgenstrahls. <sup>2</sup> .....	12
Abbildung 11: Hauptachsen - und Ebenen des menschlichen Körpers. <sup>21</sup> .....	13
Abbildung 12: Projektionsbild (P) und Schnittbilder (S1,2). <sup>24</sup> .....	14
Abbildung 13: Konventionelle (A) vs. tomographische Projektion. <sup>25</sup> .....	15
Abbildung 14: A) Tomographie. <sup>26</sup> B) Pixel & Voxel. <sup>27</sup> .....	15
Abbildung 15: Streustrahlung und Strahlenraster. <sup>30</sup> .....	16
Abbildung 16: Digitale FPD-Systeme, links indirekt, rechts direkt. <sup>33</sup> .....	17
Abbildung 17: Schematischer Aufbau eines UFC-Detektors. <sup>34</sup> .....	18
Abbildung 18: Unschärfe bei gleicher Dosis: Xenon (A) vs. UFC-Detektor (B). <sup>35</sup> .....	18
Abbildung 19: Diagnostischer Wert überlagerungsfreier Bilder. <sup>38</sup> .....	19
Abbildung 20: Illustration eines modernen CT. <sup>41</sup> .....	20
Abbildung 21: EMI-Scan eines linksfrontalen Meningeoms, 1973. <sup>28</sup> .....	21
Abbildung 22: Weiterentwicklung der Röntgenstrahlgeometrie. <sup>48</sup> .....	22
Abbildung 23: Prinzip der Spiral-CT. <sup>2</sup> .....	23
Abbildung 24: Die Straton-Röhre. Links schematisch, rechts Photographie. <sup>26</sup> .....	24
Abbildung 25: Z-Springfokus-Technologie ("double-z"). <sup>59</sup> .....	24
Abbildung 26: Das Prinzip der DSCT. <sup>61</sup> .....	25
Abbildung 27: Schematische Darstellung: Pitchfaktor. <sup>67</sup> .....	27
Abbildung 28: Arbeitsschritte der CT. <sup>68</sup> .....	28
Abbildung 29: Hounsfield-Units. <sup>34</sup> .....	29
Abbildung 30: CT-Projektion, ohne und mit vorheriger Faltung. <sup>34</sup> .....	32

Abbildung 31: Ortsauflösung vs. Bildrauschen. <sup>68</sup> .....	33
Abbildung 32: Fensterung nach HU-Grenzen in der CT. <sup>2</sup> .....	34
Abbildung 33: Kontrast, harter Kernel (B50) vs. weichere (B10,30,40). <sup>80</sup> .....	37
Abbildung 34: Aufhärtungsartefakte cCT. <sup>43</sup> .....	42
Abbildung 35: Entstehung (a) & schematische Darstellung (b) von Partialvolumina. <sup>57</sup>	42
Abbildung 36: Photon Starvation. <sup>57</sup> .....	43
Abbildung 37: Bewegungsartefakte in einer cCT. <sup>86</sup> .....	44
Abbildung 38: Artefakte durch bilaterale metallische Hüftprothese <sup>87</sup> .....	45
Abbildung 39: Messfeldüberschreitung bei großer Bauchwandhernie links. <sup>4</sup> .....	45
Abbildung 40: Spiralartefakte. <sup>88</sup> .....	46
Abbildung 41: Windmühlenartefakte. <sup>73</sup> .....	46
Abbildung 42: $CTDI = N * h_{col}$ . <sup>91</sup> .....	47
Abbildung 43: MSAD. <sup>91</sup> .....	48
Abbildung 44: Das Abstandsquadratgesetz. <sup>13</sup> .....	50
Abbildung 45: Bence-Jones- Elektrophorese: M-Gradient Serum (1) & Urin (2). <sup>106</sup> ..	54
Abbildung 46: Auswirkung eines Sn-Filters auf die mittlere keV, hier bei 100 kV. <sup>126</sup> ..	62
Abbildung 47: Übersicht über die Geschlechterverteilung der Studienpopulation. ....	70
Abbildung 48: Übersicht subjektive Bewertung der Beurteilbarkeit von Knochen .....	71
Abbildung 49: Übersicht subjektive Bewertung der Beurteilbarkeit von Weichteil .....	75
Abbildung 50: Übersicht subjektive Bewertung der Abgrenzbarkeit von Osteolysen... ..	80
Abbildung 51 Übersicht subjektive Bewertung der Bildqualität in Artefaktarealen.....	85
Abbildung 52: Übersicht subjektive Bewertung der Overall Image Quality. ....	90
Abbildung 53: Bildbeispiele subjektive Bildqualität .....	95
Abbildung 54: Schwächungswerte von Muskeln .....	96
Abbildung 55: Bildpunktrauschen .....	101
Abbildung 56: Signal-to-Noise Ratio (SNR) .....	106
Abbildung 57: CT Dosis Index (CTDI).....	111
Abbildung 58: Sices-specific Dose Estimate (SSDE) .....	114

## **1 Einleitung**

Aufgrund weitläufiger Verfügbarkeit und guter Erfahrungswerte sind röntgengestützte Verfahren heute in vielen Bereichen der medizinischen Diagnostik der Goldstandard. Als Vorteile dieser Methoden gelten unter anderem hohe Aufnahme­geschwindigkeiten bei gleichsam hoher Aussagekraft sowie verhältnismäßig geringe Durchführungskosten. Gemein haben sie jedoch alle, dass jede einzelne zur Diagnostik angewendete Methode untrennbar mit einer für den Organismus potentiell belastenden Strahlenexposition verbunden ist.<sup>1</sup> Diese dem Verfahren inhärente Strahlenexposition birgt die Gefahr für sowohl direkt dosisabhängige, als auch von der applizierten Strahlendosis unabhängige und somit von ihrem Risikopotential schwerer einzuschätzende Folgeschäden.<sup>2</sup> Daher stellt sich die Frage, ob der individuelle Nutzen der jeweiligen Diagnostik das Risikopotential überwiegt. Hieraus folgt, dass vor einer jeden auf Röntgenstrahlen basierten Untersuchung zwingend eine individuelle Risikokalkulation zu erfolgen hat. Neben der Optimierung der zur Verfügung stehenden Technik, ist die Reduktion der bei radiologischer Diagnostik applizierten Strahlendosis konstanter Gegenstand der medizinischen Forschung. Relevant ist dies auch vor dem Hintergrund, dass der medizinische Einsatz von ionisierender Strahlung annähernd 60 % der jährlichen Gesamtbelastung der deutschen Bevölkerung ausmacht.<sup>3</sup> Im Rahmen der Reduktion von Strahlung in den bildgebenden Segmenten muss allerdings stets bedacht werden, dass es multiple Zusammenhänge zwischen Dosis und Bildqualität gibt. So kann eine unbedachte Veränderung der Dosis mit einer Abnahme der Bildqualität – und somit einer Abnahme der diagnostischen Nutzbarkeit und Validität einhergehen.<sup>4</sup> Damit ihr diagnostischer Nutzen also ihr individuelles Risikopotential überwiegen kann, müssen neue, dosissparende Aufnahme­protokolle speziell in dieser Hinsicht dem althergebrachten Verfahren mindestens gleichwertig sein. Bevor die Fragestellung dieser Dissertation formuliert wird, sollen auf den folgenden Seiten zunächst einige dem Thema zugrundeliegenden Gegebenheiten dargestellt werden.

# 1.1 Strahlung

## 1.1.1 Definition und physikalische Grundlagen

Der Begriff „Strahlung“ kann prinzipiell auf jede freie Ausbreitung von Energie im Raum angewendet werden. Unterschieden wird dabei zwischen korpuskularer Strahlung und elektromagnetischer Wellenstrahlung. Korpuskulare Strahlen bestehen aus Teilchen mit eigener Ruhemasse, elektromagnetischer Wellen aus masselosen Photonen.<sup>2</sup> Qualitativ wird Strahlung durch verschiedene zueinander in Beziehung stehende Größen und Einheiten beschrieben:

Größe	Einheit	Symbol	Beziehung		
Zeit	Sekunde	$s$			
Strecke	Meter	$m$			
Masse	Kilogramm	$kg$			
Energie	Joule	$J$	=	$C * V$	
Leistung	Watt	$W$	=	$\frac{J}{s}$	= $A * V$
Kraft	Newton	$N$	=	$\frac{J}{m}$	
Elektrische Stromstärke	Ampere	$A$	=	$\frac{C}{s}$	
Elektrische Spannung	Volt	$V$	=	$\frac{J}{A*s}$	= $\frac{J}{C}$
Elektrische Ladung	Coulomb	$C$	=	$A * s$	
Wellenlänge	Ångström	$\lambda \text{ \AA}$	=	$\frac{12,4}{keV}$	

Tabelle 1: Wichtige SI-Größen - und Einheiten.<sup>5,6</sup>

Da ein Elektron definitionsgemäß eine Ladung von  $\sim 1,602 * 10^{-19} \text{ C}$  besitzt, ist eine Betrachtung der absoluten Joule-Werte elektromagnetischer Strahlung im Alltag also impraktikabel.<sup>2</sup> Um einfach und übersichtlich darstellen zu können, welche Energie ein einzelnes Elektron nach Durchlaufen einer Spannungsdifferenz von 1 Volt besitzt, behilft man sich daher häufig mit einer speziellen Energieeinheit: dem Elektronenvolt (eV)<sup>7</sup>:

$$1 \text{ eV} = C * V = 1,602 * 10^{-19} \text{ Joule}$$

Formel 1: Elektronenvolt und Joule.<sup>2</sup>

Zur weiteren Vereinfachung erfolgt oft auch die Angabe in Kiloelektronenvolt (keV).

### 1.1.2 Strahlenwirkung auf Materie

Ohne genaue Kenntnis der Wirkungen von Strahlen auf Materie und insbesondere auf biologische Systeme, wäre ein verantwortungsvoller Umgang mit Strahlung selbst ganz und gar undenkbar. Die dem Strahl inhärente Energie verrichtet selbstverständlich an ihrem Ziel eine gewisse Leistung pro Zeiteinheit (in Watt), was wiederum zur energetischen Anregung führt (s. Tabelle 1). Vor allem in der modernen Medizin ist das Wissen um potentiell damit einhergehende Risiken für eine umfassende Einschätzung der Folgen unumgänglich. Unterteilt werden die Wirkungen von Strahlen auf Materie dabei in sogenannte Primär – und Sekundärprozesse.<sup>2</sup> Da sich diese Prozesse auf atomarer Ebene abspielen, soll zunächst ein kurzer Überblick über den physikalischen Konsens des Aufbaus eines Atoms gegeben werden.

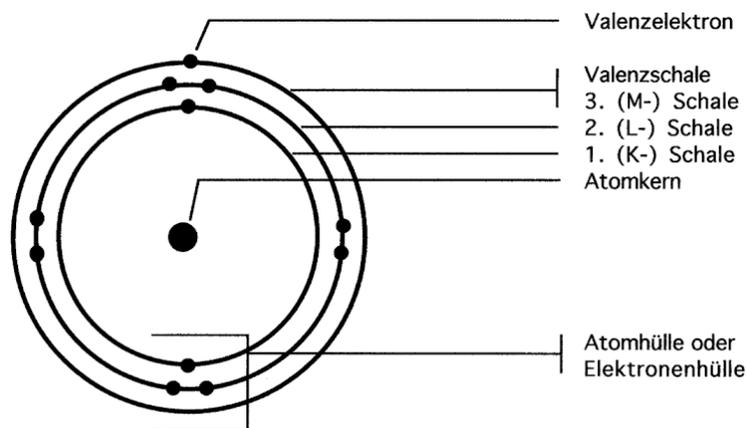


Abbildung 1: Das Schalenmodell.<sup>8</sup>

Der Atomkern besteht aus positiv geladenen Protonen und elektrisch ungeladenen Neutronen. Dabei unterscheiden sich Atome zunächst durch die Anzahl der im Kern vorhandenen Protonen. Im Periodensystem der Elemente ist sie durch die Ordnungszahl  $Z$  abgebildet.<sup>1</sup> Durch die mit seiner positiven Ladung einhergehenden elektromagnetischen Anziehung, werden zur Ausgleichung negativ geladene Hüllelektronen („Valenzelektronen“) gebunden. Da sie sich rasend schnell um den Kern drehen, kann man ihren genauen Aufenthaltsort nicht bestimmen und geht eher von einer theoretischen Verteilungsfläche aus. Die Elektronen selbst stoßen sich jedoch gegenseitig elektromagnetisch ab, deswegen ordnen sie sich bei vollständiger Ausfüllung in sogenannten Schalen um den Kern an.<sup>2</sup>

### 1.1.2.1 Primärprozesse

Jede Form der direkten Wechselwirkung zwischen Strahlung und Atomen wird als Primärprozess bezeichnet.<sup>2</sup> Besonders wichtig sind hierbei zunächst die Effekte der Anregung, sowie der Ionisation. Für beide ist die Übertragung von Photonenenergie auf Valenzelektronen durch Absorption ursächlich. Geht dabei ein bereits gebundenes Elektron in eine weiter vom Kern entfernte Schale über, spricht man von einer Anregung.<sup>9</sup> Überwindet die dabei übertragene Energie jedoch die Anziehungskraft des Atomkerns, kann das energetisch angeregte Elektron die Kernhülle verlassen. Man spricht von einer Ionisation.<sup>9</sup>

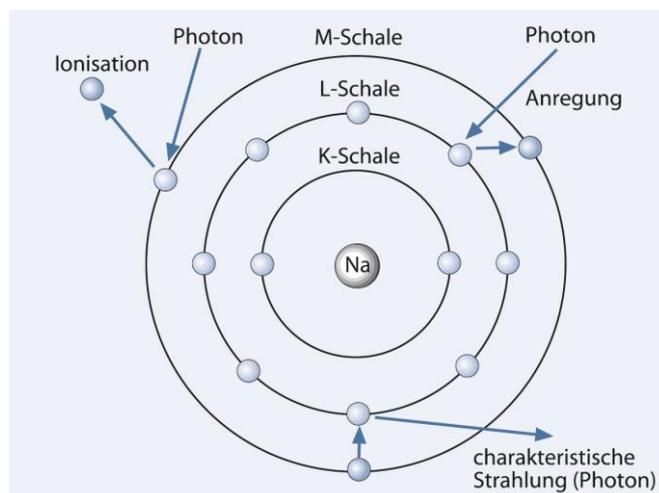


Abbildung 2: Atomare Wechselwirkungen: Anregung und Ionisation.<sup>1</sup>

Dabei können Strahlen entweder indirekt, oder direkt ionisierend wirken. Indirekte Ionisation findet bei ungeladenen Korpuskeln (Neutronen) oder beispielsweise Röntgenstrahlen statt. Zu einer direkten Ionisation kommt es im Gegensatz hierzu durch Wechselwirkungen mit elektrisch geladenen Korpuskeln (z.B. Elektronen).<sup>2</sup>

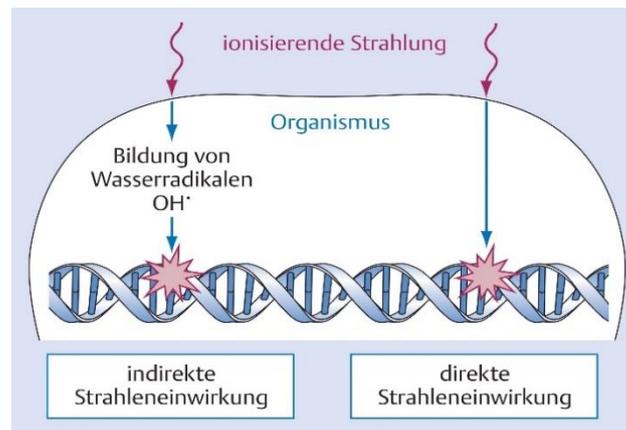
### 1.1.2.2 Strahlenbiologisch relevante Sekundärprozesse

Biologische Systeme wie der menschliche Körper sind auf zellulärer und subzellulärer Ebene filigran ineinander verwoben. Eine Ionisation auf diesen Ebenen birgt also das Risiko sekundärer Folgeprozesse. Auch diese Folgeprozesse können ihrem Ablauf nach wieder in zwei Kategorien eingeteilt werden: in indirekte und direkt verursachte Strahlenfolgen.<sup>2</sup> Relevant hierfür ist besonders die durch energetische Absorption bedingte Spaltung von Wassermolekülen, auch als „Radiolyse des Wassers“ bezeichnet.

Art der Wechselwirkung		Chemischer Prozess	
A)	Anregung	$\text{H}_2\text{O}$	$\rightarrow \text{H}^* + \text{OH}^*$
B)	Ionisation	$\text{H}_2\text{O}$	$\rightarrow \text{H}_2\text{O}^+ + \text{e}^-$

**Tabelle 2: Radiolyse des Wassers**

Bei einer Anregung entstehen H – und OH-Radikale, eine Ionisation führt dagegen zur Abspaltung freier Elektronen, welche in Folge unter anderem eine erneute Radikalbildung bedingen. Über Sekundärprozess können beispielsweise Proteine in ihrer Funktion und Tertiärstruktur verändert werden. Ebenso kann es zur Veränderung der DNA kommen, wobei hier theoretisch von der Punktmutation bis zum Doppelstrangbruch jede Form der Schädigung denkbar ist. Ob dieser Prozess als indirekt oder direkt klassifiziert ist, hängt davon ab, ob sich die Schädigung am selben Biomolekül abspielt.



**Abbildung 3: Indirekte und direkte biologische Wechselwirkung.<sup>2</sup>**

### 1.1.2.3 Risiken der Exposition

Durch Strahlenexposition entstehende Schäden werden in deterministische und stochastische Schäden eingeteilt. Die deterministischen Schäden entsprechen allen direkt von Strahlenintensität und Expositionsdauer abhängigen Folgeschäden, wobei diese akut und chronisch auftreten können.<sup>2</sup> Stochastische Strahlenschäden umfassen hingegen alle genetischen Schäden, inklusive der Karzinogenese. Für dieses Risiko existiert keine Schwellendosis und seine Folgen können sich mit einer zeitlichen Latenz von bis zu 25 Jahren manifestieren.<sup>1</sup> Prognostisch hierfür können die differierende Strahlensensitivität des exponierten Gewebes, sowie die absolute Anzahl der Einzelexpositionen sein.

### 1.1.3 Messung und dosimetrische Größen

Um die Folgen einer Exposition einschätzen zu können, bedarf es objektiver quantitativer Maße. Als solches wird heute in der Regel die Energiedosis (in Gray) verwendet, mit der man die absorbierte Energie (E) pro Volumeneinheit (M) begutachtet. Wichtige weitere dosimetrische Größen sind vor allem die Äquivalentdosis, sowie die effektive Äquivalentdosis, bei denen darüber hinaus noch weitere Wichtungsfaktoren wie die Strahlenart ( $W_R$ ) und die Art des exponierten Gewebes ( $W_T$ ) berücksichtigt werden.

Größe	Einheit	Symbol	Definition
Energiedosis (D)	Gray	Gy	$= \frac{E}{M} = \frac{J}{kg}$
Äquivalentdosis (H)	Siever	Sv	$= D \text{ (Gy)} * W_R$
Effektive Äquivalentdosis (Heff)	Sievert	Sv	$= D \text{ (Gy)} * W_R * W_T$

Tabelle 3: Wichtige Dosimetrische Größen und Einheiten.<sup>2</sup>

Obwohl sich die physikalische Definition der Energiedosis durch Multiplikation mit Wichtungsfaktoren nicht ändert, werden H und  $H_{eff}$  der Übersichtlichkeit halber in der Hilfseinheit Sievert angegeben.  $W_R$  und  $W_T$  beeinflussen die Energiedosis folgendermaßen:

Art der Strahlung	Strahlungs-Wichtungsfaktor $w_R$	Organe und Gewebe	Gewebe-Wichtungsfaktor $w_T$
Photonen	1	Keimdrüsen	0,20
Elektronen	1	rotes Knochenmark	0,12
Neutronen		Dickdarm	0,12
■ Energie < 10 keV	5	Lunge	0,12
■ Energie 10–100 keV	10	Magen	0,12
■ Energie > 100 keV–2 MeV	20	Blase	0,05
■ Energie > 2 MeV–20 MeV	10	Brust	0,05
■ Energie > 20 MeV	5	Leber	0,05
Protonen außer Rückstoßprotonen, Energie > 2 MeV	5	Speiseröhre	0,05
Alphateilchen, Spaltfragmente, schwere Kerne	20	Schilddrüse	0,05
		Haut	0,01
		Knochenoberfläche	0,01
		andere Organe oder Gewebe: Nebennieren, Gehirn, Dünndarm, Niere, Muskel, Bauchspeicheldrüse, Milz, Thymus, Gebärmutter	0,05

Abbildung 4:  $W_R$  &  $W_T$ .<sup>2</sup>

### 1.1.4 Aktuelle Daten zu Strahlenexposition und Pfaden

Energieübertragung auf den menschlichen Körper findet durch ionisierende Strahlen vereinfacht dargestellt auf zwei Wegen statt: durch natürliche und zivilisatorisch bedingte Exposition<sup>2</sup>. Während man die natürliche Exposition weiter in innere und äußere Komponenten unterteilt, wird die zivilisatorische Exposition vornehmlich durch Anwendung von Strahlen in der modernen Technik und Medizin verursacht.<sup>10</sup>

		Ursprung	Mittlere effektive Dosis in mSv/y	
1.	<b>Natürliche Strahlenexposition</b>			
	1.1	Kosmische Strahlung	ca. 0,3	
	1.2	Terrestrische Strahlung	ca. 0,4	
		davon bei Aufenthalt im Freien (5h/d)		ca. 0,1
		davon bei Aufenthalt in Gebäuden (19h/d)		ca. 0,3
	1.3	Inhalation von Radon und Folgeprodukten	ca. 1,1	
davon bei Aufenthalt im Freien (5h/d)			ca. 0,2	
	davon bei Aufenthalt in Gebäuden (19h/d)		ca. 0,9	
1.4	Ingestion natürlich radioaktiver Stoffe	ca. 0,3		
		<b>Summe der natürlichen Exposition</b>	<b>ca. 2,1</b>	
2.	<b>Zivilisatorische Strahlenexposition</b>			
	2.1	Fallout von Kernwaffenversuchen	< 0,01	
	2.2	Nachwirkungen des Unfalls im Kernkraftwerk Tschernobyl	< 0,011	
	2.3	Kerntechnische Anlagen	< 0,01	
	2.4	Anwendung in der diagnostischen Medizin	ca. 1,7 - 1,8	
		<b>Summe der zivilisatorischen Exposition</b>	<b>ca. 1,8 – 1,9</b>	

Tabelle 4: Effektive Jahresdosis einer Person in Deutschland 2015.<sup>3</sup>

Derzeit hat eine in Deutschland lebende Person also mit einer durchschnittlichen effektiven Jahresdosis von ca. 3,9 mSv zu rechnen. Insbesondere die medizinische Exposition findet dabei beinahe ausschließlich durch Röntgenstrahlen statt, wobei dies auch durch die weiterhin stetig ansteigende Anzahl an CT-Untersuchungen bedingt ist.<sup>3,11</sup>

Bei Röntgenstrahlen handelt es sich um elektromagnetische Strahlen im charakteristischen Spektrum von  $1,24 \times 10^2 - 1,24 \times 10^5$  Elektronenvolt.<sup>2</sup> Werden alle Faktoren berücksichtigt, rechnet man bei seit 2003 überwiegend gleich gebliebenen Expositionswerten aktuell mit einer durchschnittlichen *genetisch relevanten* Äquivalentdosis von 1,0-1,5 mSv / Jahr.<sup>2</sup>

## 1.2 Diagnostische Nutzung von Röntgenstrahlen

### 1.2.1 Grundlagen

Der radiologischen Diagnostik liegt das physikalische Prinzip der Projektion zugrunde. Wird ein Festkörper (K) durch Platzierung in dem Strahlengang einer Lichtquelle (L) „beleuchtet“, wirft er hinter sich einen linear vergrößerten Schatten seines Umrisses.

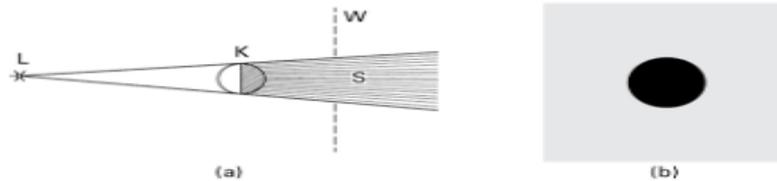


Abbildung 5: Schattenwurf eines Festkörpers (a) und Umrissbild (b).<sup>12</sup>

Dieser Schatten entsteht durch die Abschwächung der Photonen des auf ihn auftreffenden Primärstrahls. Durch Beurteilung der Umrisse dieses Schattens lassen sich bereits im Bereich des sichtbaren Lichts Rückschlüsse über die Umrisse des bestrahlten Festkörpers ziehen. Sein vergleichsweise geringes Energieniveau ermöglicht dem sichtbaren Licht jedoch nur kaum, solide Festkörper zu durchdringen. Zielführende Aussagen über die innere Beschaffenheit des bestrahlten Körpers sind in diesem Spektrum daher so gut wie unmöglich. Erst der Einsatz höherenergetischer Röntgenstrahlen erlaubt die Durchleuchtung des Objekts an sich.<sup>13</sup> Die von den Eigenschaften der bestrahlten Materie, sowie der Intensität des Primärstrahls abhängige Verlangsamung der Röntgenphotonen, wird dabei im Allgemeinen durch negative Grau-Abstufung dargestellt:

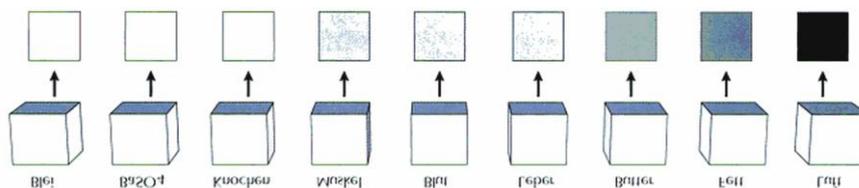


Abbildung 6: Schwächung der Röntgenphotonen.<sup>14</sup>

Während Röntgen selbst diese Entdeckung bei der Erforschung der heute nach ihm benannten Röntgenröhre im November 1895 zunächst noch als eher beiläufiges Naturphänomen beschrieb, wurde sie durch die medizinische Fachwelt unmittelbar als sensationeller Fortschritt bewertet.<sup>15</sup>

## 1.2.2 Aufbau und Funktion der Röntgenröhre

Die klassische Röntgenröhre besteht im Wesentlichen aus einem hochevakuierten, abgeschirmten Glaskolben, der eine Kathode und eine Anode beinhaltet<sup>15</sup>.

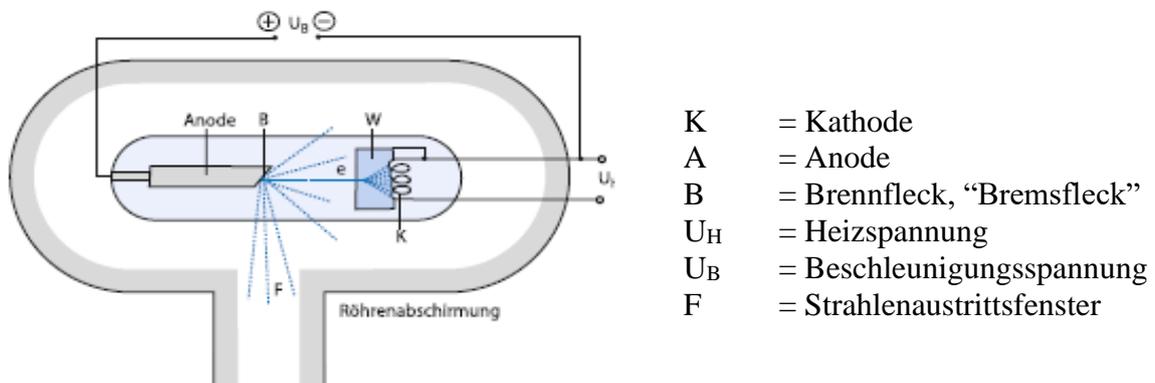


Abbildung 7: Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre.<sup>1</sup>

Durch die zwischen Kathode (K) und Anode (A) angelegte Hochspannung ( $U_B$ , „Röhrenspannung“) werden Elektronen aus der Kathode durch das Vakuum in Richtung Anode beschleunigt. Zusätzlich wird die Kathode unter eine Heizspannung ( $U_H$ ) gesetzt, bis sich durch Glühemission ausgetretene Elektronen in einer Elektronenwolke um sie sammeln. Dabei ist die Menge der emittierten Elektronen linear von  $U_H$  abhängig.<sup>2</sup> Die kinetische Energie (keV) der Elektronen entspricht dabei der Röhrenspannung  $U_B$  (s. Kapitel 1.1.1). Treffen die beschleunigten Elektronen auf den Brennfleck der Anode (B), werden sie durch Wechselwirkungen mit seinen Atomkernen abrupt gebremst. Hierbei geht circa 99% der kinetischen Energie in Form von Wärme verloren, etwa 1% wird jedoch in elektromagnetische Strahlen („Bremsstrahlen“) konvertiert.<sup>1</sup> Da ein Elektron bei dieser atomaren Wechselwirkung theoretisch komplett gebremst werden kann, kann theoretisch auch die komplette kinetische Energie der Elektronen an das durch sie generierte Röntgenstrahl-Photon übertragen werden. Vereinfacht gesagt bedeutet dies: das Energieniveau des individuellen Röntgenphotons entspricht maximal den keV des beschleunigten Elektrons. Es erreicht damit also maximal die Höhe des kVp der Röhrenspannung  $U_B$  (s. auch Tabelle 1).<sup>6,16</sup> Durch das abschirmungsfreie Strahlenaustrittsfenster (F) der Röntgenröhre kann ein Teil der generierten Strahlen dann gebündelt in eine Richtung abgegeben werden.

### 1.2.2.1 Spektrale Bereiche des Röntgenstrahls

Misst man das Verhalten der Röntgenphotonen hinsichtlich Absorption und Streuung in Wasser, werden energetisch abgrenzbare („spektrale“) Teilbereiche deutlich.<sup>2,17</sup> Dies liegt an der von der Energie des Primärstrahls abhängigen unterschiedlichen Ausprägung spezifischer atomarer Wechselwirkungen.<sup>1</sup>

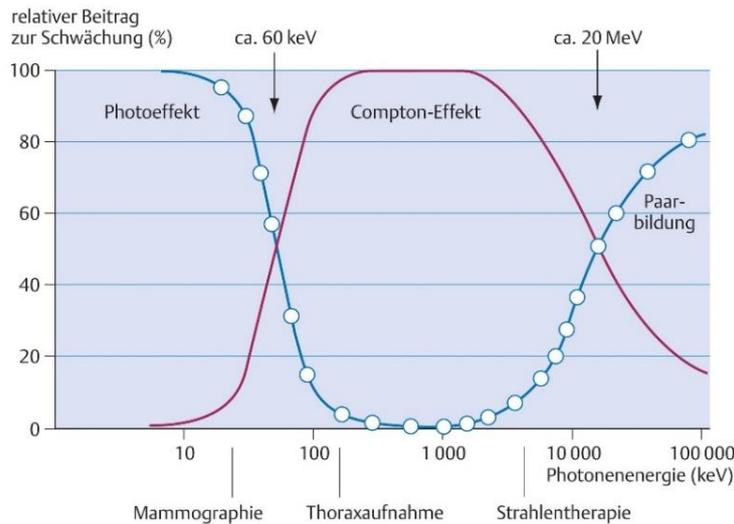


Abbildung 8: Relativer Anteil der Schwächungseffekte in Wasser.<sup>2</sup>

Da der menschliche Körper vorwiegend aus Wassermolekülen besteht, lassen sich die durch A. H. Compton beschriebenen Effekte zur Abschwächung von Strahlung in Wasser direkt in den medizinischen Alltag übertragen.<sup>2</sup> Dabei wird heute zwischen fünf verschiedenen Formen der atomaren Wechselwirkung von Strahlen unterschieden. In der diagnostischen Radiologie spielen jedoch vor allem der bereits im weichen Spektralbereich vorhandene Photo-Effekt, sowie der >60 kV überwiegende Compton-Effekt eine wichtige Rolle<sup>1,17</sup>:

keV-Bereich	Bezeichnung des spektralen Teilbereichs	Überwiegender Effekt
00 – 60 keV	Weicher Spektralbereich	Photo-Effekt
60 – 100 keV	Mittlerer (mittelharter) Spektralbereich	Überlappungsbereich
≥ 100 keV	Harter Spektralbereich	Compton-Effekt

Tabelle 5: Energieniveaus der Röntgenstrahlen<sup>18</sup>

Beide Effekte führen über indirekte Ionisation des Zielatoms zur Abschwächung der Primärstrahlen, sie unterscheiden sich aber in ihrem atomaren Ziel und ihrer Auswirkung. Ziel des Photo-Effekts sind kernnahe Elektronen.

Trifft ein Röntgen-Photon im niederen energetischen Spektrum auf ein kernnahes Elektron, wird es durch dieses vollständig absorbiert. Dies führt zur korpuskularen Abstrahlung des generierten Photo-Elektrons. Beim Compton-Effekt trifft das Röntgen-Photon gegen ein Elektron der äußeren Hüllen, was auch hier zur Generierung eines Photo-Elektrons führt. Da das eintreffende Photon der Primärstrahlung aber nicht vollständig absorbiert wird, kommt es durch den Aufprall auf das Elektron zu einer Veränderung des Strahlengangs (s. Abbildung 9).<sup>2</sup> Der Compton-Effekt geht also neben der deutlichen Abschwächung der primären Photonenenergie mit einer ungerichteten Streuung einher.

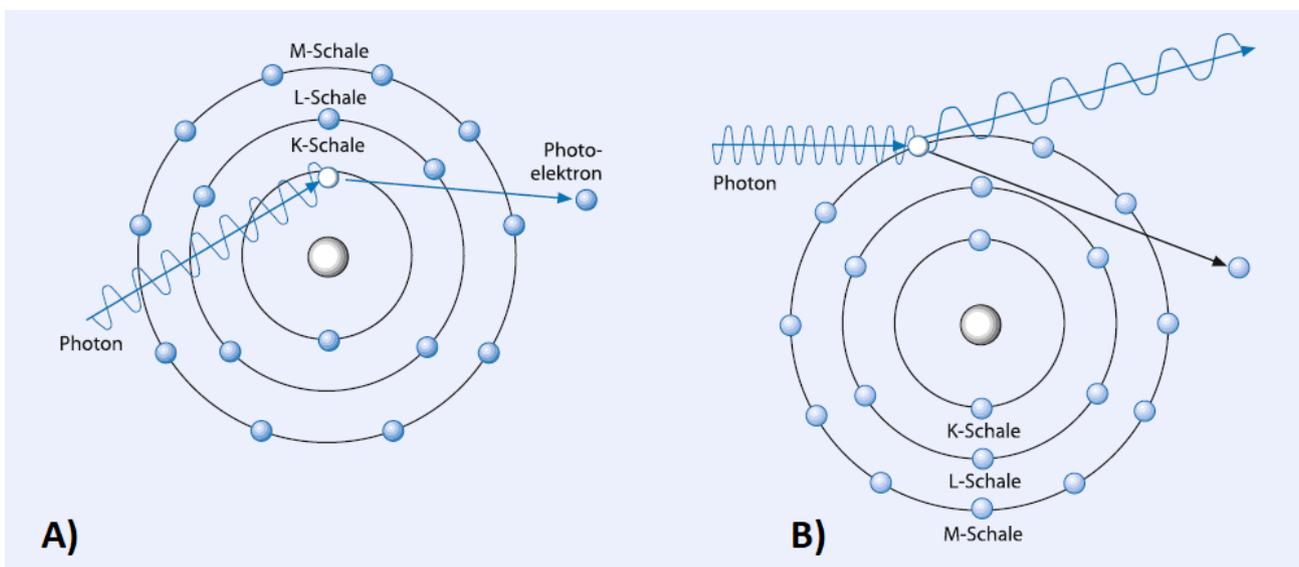


Abbildung 9: Schematische Darstellung: A) Photoeffekt, B) Compton-Effekt.<sup>1</sup>

Mit der Kenntnis der Spektralverteilung eines Röntgenstrahls geht also das Wissen um die bei den jeweiligen  $U_B$ -kVp als dominierend zu erwartenden Abschwächungseffekte einher (siehe Abbildung 9).<sup>1</sup> In seiner Ausprägung hängt der Photo-Effekt dabei linear von der Ordnungszahl der durchstrahlten Materie, der Compton-Effekt linear von ihrer Dichte ab.<sup>1</sup> Dies bedingt, dass in der radiologischen Bildgebung weiche Strahlen besonders zur Kontrastierung von biologischer Materie mit ähnlicher Dichte, aber verschiedener Ordnungszahl verwendet werden (z.B. Muskel vs. Fett). Härtere Strahlen eignen sich dagegen besser zur Darstellung unterschiedlich dichter Materie, also insbesondere zur orientierenden Abgrenzung pathologischer Prozesse.<sup>2</sup>

### 1.2.2.2 Polychromasie

Ein Röntgenstrahl wurde der Einfachheit halber in dieser Ausarbeitung bisher als monochromatisch betrachtet, also energetisch auf sein keV-Maximum begrenzt. Wie in Kapitel 1.2.2 dargelegt, entspricht sein energetisches Maximum der Röhrensinnung  $U_B$ . In der Regel hält sich die Röhrensinnung  $U_B$  aber nicht konstant auf einer Höhe, sondern tastet periodisch pulsierend das Spektrum zwischen ihrem voreingestellten Maximum (ihrem Kilovolt-Peak, „kVp“) und 0 kV ab.<sup>6</sup> Zusätzlich ist das Ausmaß der Bremsung der beschleunigten Elektronen maßgeblich von ihrem Abstand zu den Atomkernen der Anode abhängig. Die generierten Röntgenphotonen decken daher energetisch das komplette Spektrum zwischen 0 keV, und dem von dem  $U_B$ -kVp abhängenden keV-Maximum ab.<sup>6</sup> Dieses Phänomen nennt man Polychromasie.<sup>19</sup> Trägt man nun die angelegte Röhrensinnung (kV) gegen die theoretisch maximale Photonenergie (keV) des Röntgenstrahls auf, lässt sich die zu erwartende energetische Spektralverteilung bildlich darstellen.

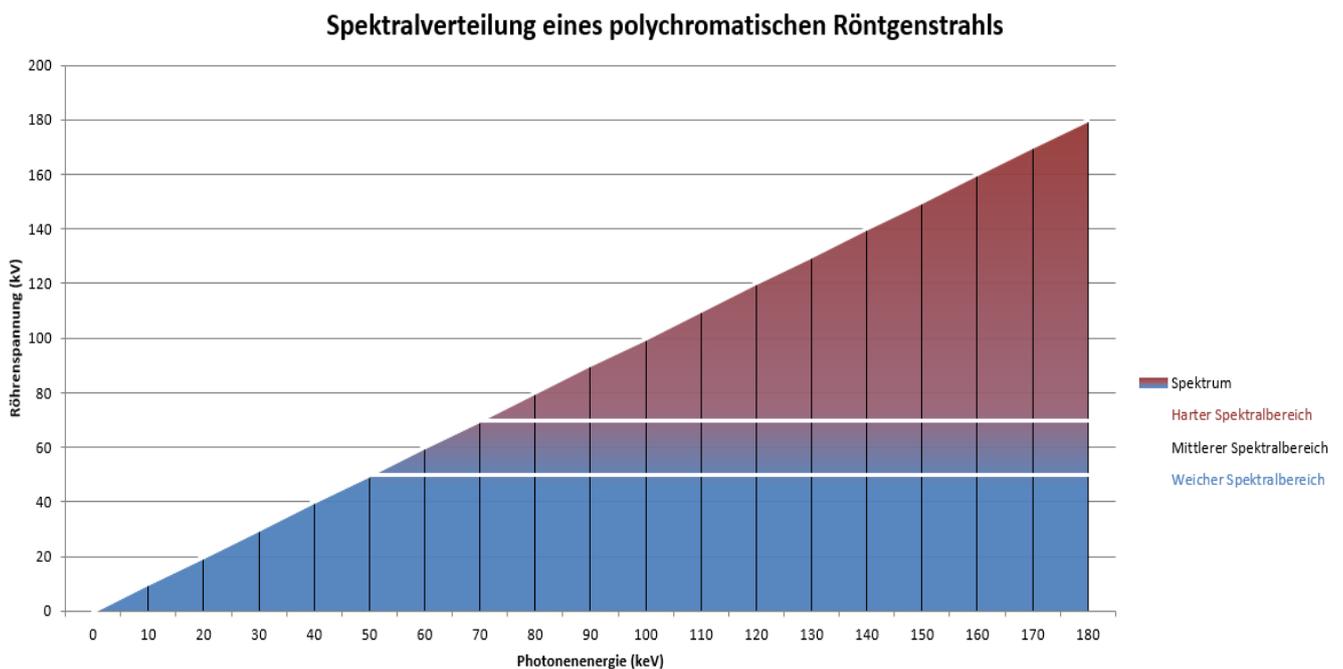


Abbildung 10: Spektralverteilung eines polychromatischen Röntgenstrahls.<sup>2</sup>

Je höher die Röhrensinnung  $U_B$  ist, desto mehr überwiegen relativ die härteren Strahlenspektren. Der an sich polychromatisch generierte Röntgenstrahl bringt aber stets auch weichere Teilbereiche mit sich, die aufgrund der stärkeren Absorption im Weichteilgewebe keinen wesentlichen Beitrag zur Bildinformation, sehr wohl aber zur Gesamtdosis leisten.<sup>20</sup>

## 1.2.3 Bildgebung

### 1.2.3.1 Hauptachsen und Ebenen

Der menschliche Körper lässt sich in beliebig viele Ebenen und Achsen einteilen. Ebenso lässt er sich aus beliebig vielen Winkeln mit Röntgenstrahlung durchleuchten. Um eine einheitliche Diagnostik zu ermöglichen, begrenzt man sich in der Regel auf die nach anatomischem und physiologischem Konsens existierenden Hauptachsen und Hauptebenen des menschlichen Körpers.

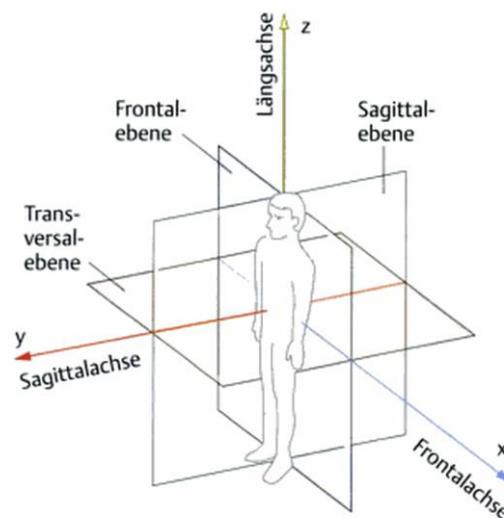


Abbildung 11: Hauptachsen - und Ebenen des menschlichen Körpers.<sup>21</sup>

Dies ermöglicht sowohl einen einheitlichen Bildaufbau, als auch eine einheitliche Beschreibung der erhobenen Bilder. Dabei ist sowohl die Kenntnis der „radiologischen Eigennamen“ der Ebenen, als auch die Vertrautheit mit ihrem anatomischen Verlauf im klinischen Alltag unverzichtbar:

Anatomische Ebene	Bezeichnung in der Radiologie	Verlauf durch den Körper
Frontal	Koronar	Parallel zur Stirn
Transeveral	Axial	Parallel zur gedachten Standfläche
Sagittal	Sagittal	Ventral nach Dorsal, senkrecht zur Körperoberfläche

Tabelle 6: Achsen und Ebenen in der Radiologie.<sup>22</sup>

Die Frontalebene steht dabei senkrecht zur Sagittalachse (Y), die Transversalebene senkrecht zur Längsachse (auch: Longitudinalachse, Z) und die Sagittalebene senkrecht zur Frontalachse (auch Transversalachse, X).

### 1.2.3.2 Bildaufbau: Projektions- und Schnittbilder

Wie in Kapitel 1.2.1 dargestellt, beruht die radiologische Diagnostik auf dem physikalischen Prinzip der Projektion. Zunutze macht man sich hierbei, dass die verschiedenen anatomischen Strukturen des menschlichen Körpers den auf sie gerichteten Röntgenstrahl charakteristisch abschwächen (s. Kapitel 1.2.2.1). Über eine dem bestrahlten Körper nachgeschaltete Aufzeichnung der Strahlenintensität werden die Kulissen der tangential bestrahlten Strukturen voneinander abgrenzbar.<sup>23</sup> Insbesondere die Dichte von Strukturen trägt dabei zur Abschwächung der Photonen des Röntgenstrahls bei (s. Kapitel 1.2.1 und 1.2.2.1). Abnorme Vermehrung, oder Verminderung der im Strahlengang liegenden Masse führt durch diesen Faktor zu visuell messbarer Abweichung der Photonenschwächung. In der Entwicklung des Bildes äußert sich dies als Verschattung oder als Aufhellung. Da Pathologien oft mit für sie spezifischen Veränderungen des Bildes einhergehen, gilt die Diagnostik als valide und reproduzierbar. Der Bildaufbau ist prinzipiell vom Strahlengang abhängig, wobei generell zwischen Projektionsbildern und Schnittbildern unterschieden wird.

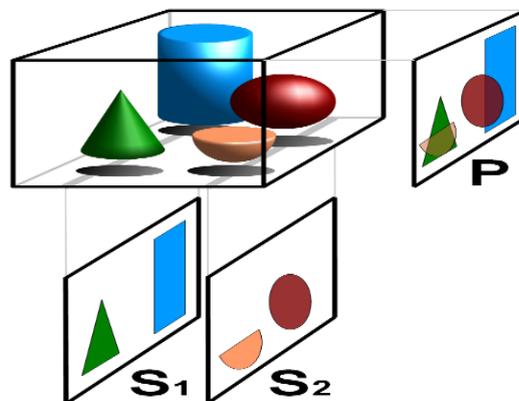


Abbildung 12: Projektionsbild (P) und Schnittbilder (S1,2).<sup>24</sup>

Bei der Projektion (P) wird die durch dreidimensionale Strukturen bedingte Abschwächung der Strahlenintensität zweidimensional dargestellt, es entsteht ein sogenanntes Summationsbild<sup>14</sup>. Die summierte Überlagerung der anatomischen Strukturen kann aber keinen Tiefeneindruck vermitteln, daher sind hierfür hilfsweise mindestens zwei Bilder aus sich in 90° schneidenden Ebenen nötig.

Schnittbildern hingegen liegt eine tomographische Projektion zugrunde.

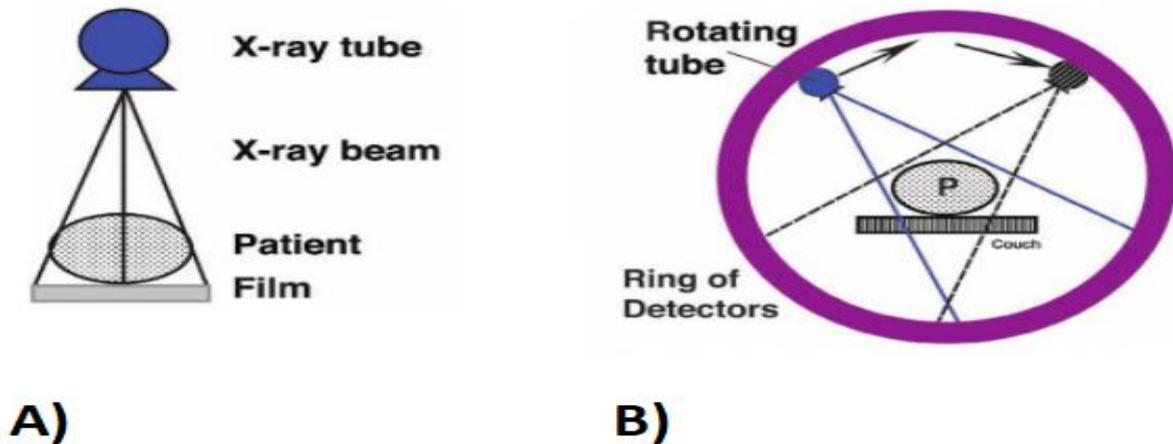


Abbildung 13: Konventionelle (A) vs. tomographische Projektion.<sup>25</sup>

Auch hier wird zunächst ein in der Transversalebene liegendes Summationsbild erstellt. Durch Rotation der bildgebenden Einheit (Generator & Detektor), können Intensität – und Schwächungsprofile der Schnitthöhe jedoch dreidimensional aufgezeichnet werden.<sup>2</sup> Die Eckpunkte der ursprünglich zweidimensionalen Rastergrafik werden durch Interpolation rechnerisch um eine Volumen-Information ergänzt.<sup>14</sup> Aus zweidimensionalen Pixeln (Picture Elements) werden dreidimensionale Voxel (Volume Elements) berechnet.

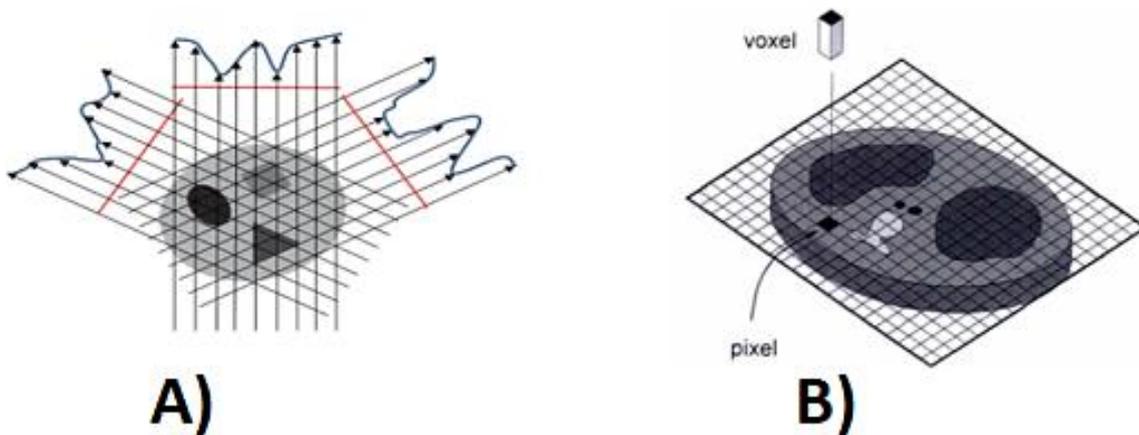


Abbildung 14: A) Tomographie.<sup>26</sup> B) Pixel & Voxel.<sup>27</sup>

Der daraus generierte Rohdatensatz lässt sich in Folge auch in den übrigen Ebenen rekonstruieren.<sup>28</sup>

### 1.2.3.3 Streustrahlung und Strahlenraster

Wie bereits in Kapitel 1.2.2.1 dargelegt, wird bei steigender Röhrensprungung  $U_B$  auf molekularer Ebene insbesondere der Anteil des Compton-Effekts immer größer. Dieser bedingt hauptsächlich eine verbesserte Abgrenzbarkeit zwischen Strukturen, deren Dichte sich stark unterscheidet. Gleichmaßen führt er jedoch auch zu einer vermehrten Streuung von Photonen mit konsekutiv jeweils geringerer spektraler Energie.<sup>17</sup> Aufgrund ihrer ungerichteten Abstrahlung und verschieden variablen Intensität liefern diese Photonen jedoch keine auswertbare Bildinformation und können die Schwächungswerte der regelrecht passierenden Photonen des Primärstrahls sogar verfälschen.<sup>29</sup> Eine Auswertung der Intensitäts – und Schwächungsprofile, worauf die Röntgendiagnostik beruht, kann hierdurch also deutlich eingeschränkt werden. Ohne spezifische Gegenmaßnahme kann der Anteil der gemessenen Streustrahlung tatsächlich bis zu 90% der Bildinformation ausmachen.<sup>30</sup> Um dieses Phänomen auszugleichen, werden auf die Strahlungsquelle fokussierte und zentrierte Streustrahlenraster eingesetzt.<sup>31</sup> Diese Raster bestehen aus dem Detektor vorgeschaltete, auf den Primärstrahlengang ausgerichtete Bleilamellen.

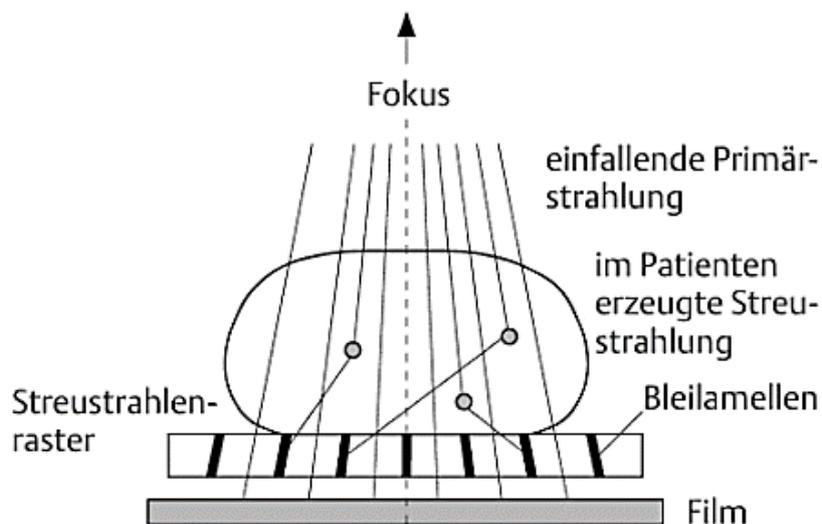


Abbildung 15: Streustrahlung und Strahlenraster.<sup>30</sup>

Da die im Körper entstehende Streustrahlung in aller Regel nicht mit dem Primärstrahlengang übereinstimmt, kann sie durch die spezifisch ausgerichteten Rasterlamellen noch vor Auftreten auf den Film herausgefiltert werden.<sup>30</sup> Auf diese Weise kann ihr Anteil an den Nutzstrahlen verringert werden.

### 1.2.3.4 Der Detektor

Früher wurde die Messung der Strahlenintensität in aller Regel durch analoge Exposition eines Röntgenfilms durchgeführt. Da die Belichtung des Röntgenfilms durch direkte Strahlenwirkung jedoch nur verhältnismäßig geringe Kontrastschärfe bietet, wurde zusätzlich häufig auf szintillierende Verstärkerfolien (beispielsweise aus Phosphor) zurückgegriffen. Hierbei wurde die eintreffende elektromagnetische Strahlung in sichtbare Lichtblitze umgewandelt, der Film konnte so stärker geschwärzt werden.<sup>32</sup> Heute hat sich weitläufig die digitale Umwandlung der Röntgenstrahlen über sogenannte Flachbettdetektor-Systeme (flat panel detector, „FPD“) durchgesetzt. Besonders vorteilhaft ist bei ihnen, dass die erhobenen Bildinformationen über digitale Speicherung wesentlich länger verfügbar sind. Zusätzlich können sie über computergestütztes Post-Processing weiter verfeinert werden.<sup>33</sup>

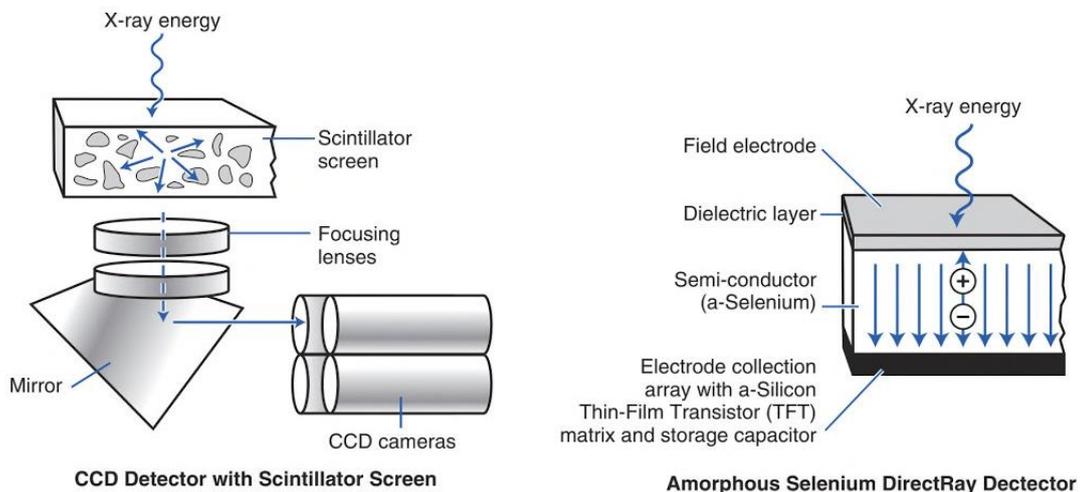


Abbildung 16: Digitale FPD-Systeme, links indirekt, rechts direkt.<sup>33</sup>

Hierbei gibt es ein indirektes und ein direktes Verfahren. Gemein haben diese beiden digitalen Verfahrensarten, dass die einfallende Strahlung über eine absorbierende und verstärkende Schicht an einen nachfolgenden digitalen Detektor weitergegeben wird. Beim indirekten Verfahren werden – nach Konversion der Strahlen in sichtbares Licht – CCD-Kameras („charge-coupled device“) als Detektor verwendet. Für das direkte FPD-System kommen Feldelektroden zum Einsatz, die die gemessene Röntgenintensität unmittelbar in elektrische Signale umwandeln können.<sup>33</sup>

Bei der modernen Computertomographie kommt ein ähnliches Verfahren zum Einsatz: Auch hier handelt es sich um Szintillationsdetektoren; die einfallende Strahlung wird also auch hier über eine Verstärker-Schicht in registrierbare Lichtimpulse umgewandelt. Diese können dann über nachgeschaltete Fotodioden registriert und in elektrische Signale transformiert werden.<sup>34</sup>

Basierten die älteren Detektor-Generationen auf ionisiertem Xenon, hat sich heute im Wesentlichen die Verwendung von auf Keramik-Gadolinium-Verbindungen basierenden Detektoren durchgesetzt (ultra fast ceramic, „UFC“-Detektor).<sup>35</sup> Ursächlich hierfür sind eine wesentlich höhere energetische Reaktionsfreudigkeit der Festkörper, sowie eine insgesamt bessere örtliche Auflösung.<sup>36</sup>

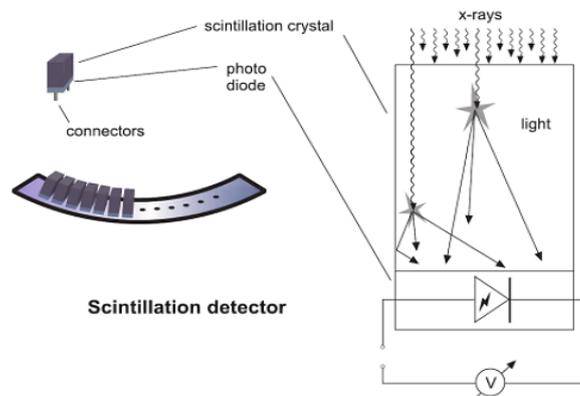


Abbildung 17: Schematischer Aufbau eines UFC-Detektors.<sup>34</sup>

Tatsächlich kann durch die Nutzung eines UFC-Detektors bei gleicher Dosis eine durchschnittliche Reduktion des Bildrauschens um bis zu 15% erfolgen. Hierdurch ist bei gleicher Bildschärfe eine Dosisersparung um bis zu 30% gegenüber den älteren auf Xenon basierenden Detektoren erreichbar.<sup>37</sup>

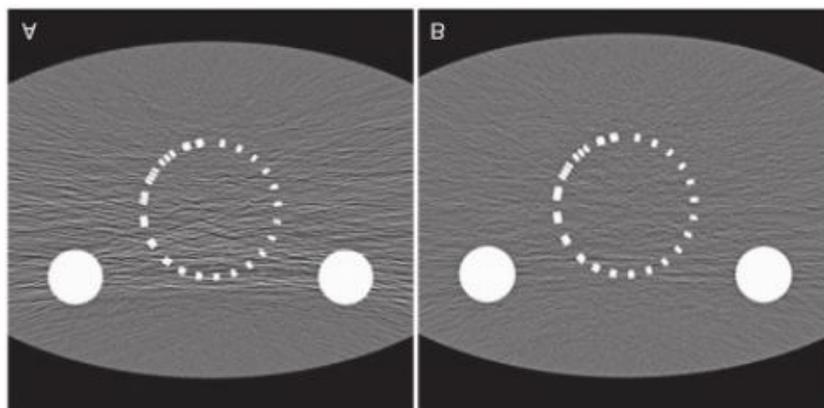


Abbildung 18: Unschärfe bei gleicher Dosis: Xenon (A) vs. UFC-Detektor (B).<sup>35</sup>

### 1.3 Die Computertomographie

Mit der fortwährenden technischen Weiterentwicklung der Geräte gewinnt die Computertomographie (CT) stetig an Relevanz im klinischen Alltag. Insbesondere die hohe Geschwindigkeit, mit der Strukturen bis zu einer Größe von 1-2 mm hochauflösend und anatomisch detailgetreu dargestellt werden können, macht die CT zu einer der wertvollsten Säulen der modernen Diagnostik.<sup>2</sup> Dabei deckt die Spannbreite des CT sowohl akute Notfallsituationen, als auch alltägliche Fragestellungen ab, bei denen eine möglichst genaue Darstellung der Anatomie des Patienten gefragt ist. Vorteilhaft ist zudem, dass durch die Erhebung von Schnittbildern überlagerungsfreie Schichten generiert werden.

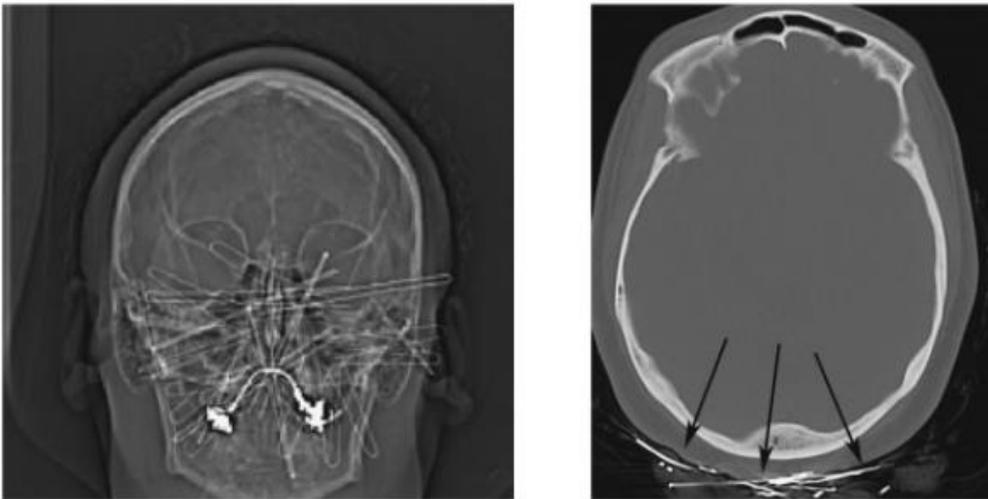


Abbildung 19: Diagnostischer Wert überlagerungsfreier Bilder.<sup>38</sup>

Im Unterschied zur konventionellen Röntgenaufnahme können bei der CT Gewebearten mit unterschiedlicher Schwächung der Röntgenstrahlen besser berücksichtigt und sogar hinsichtlich ihrer Tiefe voneinander abgegrenzt werden. Nachteilig muss der CT jedoch angerechnet werden, dass Weichteilgewebe mit geringer Strahlenabsorption im Allgemeinen nur äußerst schlecht beurteilt werden kann. Ebenso ist jede Untersuchung mit einer vergleichsweise hohen Strahlenbelastung verbunden.<sup>11</sup> So ist die durchschnittlich applizierte Strahlendosis einer CT-Untersuchung im Vergleich zu einer konventionellen Röntgenaufnahme mindestens 5-10 x höher.<sup>39</sup> Bei der aktuell weltweit noch geringer verfügbaren Magnetresonanztomographie (MRT) ist zwar bei hohem zeitlichem Aufwand eine einwandfreie Beurteilung des Weichteilgewebes möglich, eine Strahlenexposition ist jedoch nicht gegeben.<sup>40</sup>

### 1.3.1 Aufbau moderner CT-Scanner

Ein moderner CT-Scanner ist aus den folgenden Untereinheiten aufgebaut:

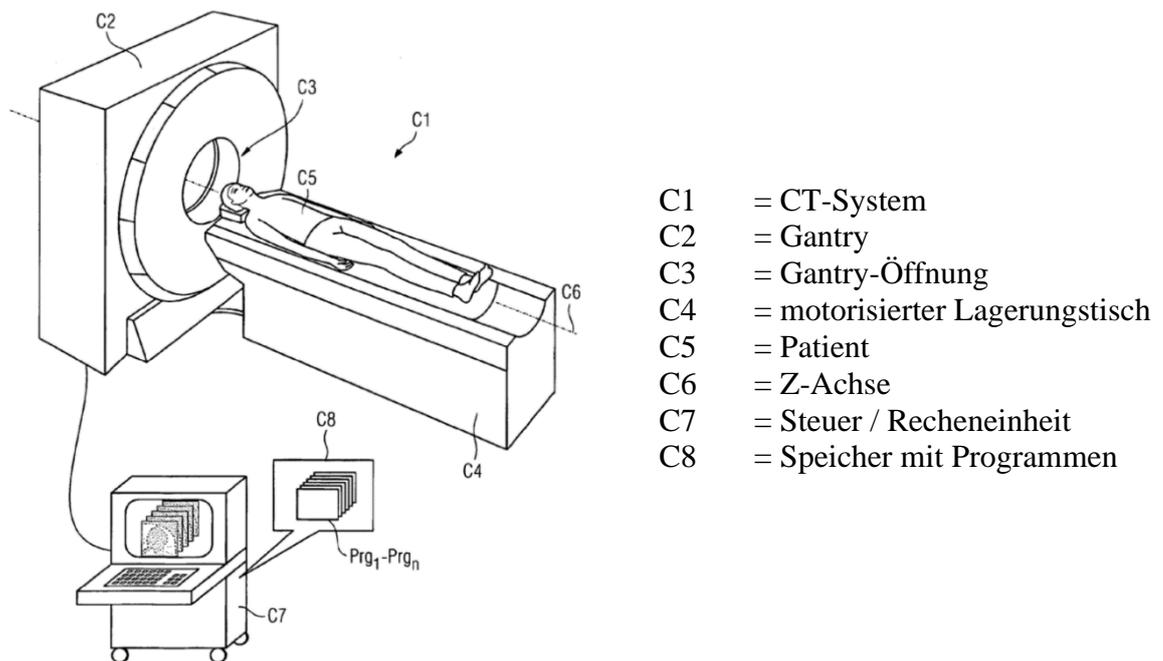


Abbildung 20: Illustration eines modernen CT.<sup>41</sup>

In dem Ringtunnel, der sogenannten „Gantry“ (C2, C3) befindet sich dabei die Abtasteinheiten der CT. In ihr enthalten sind: Hochspannungsgenerator, Röntgenröhren mit Strahlenblenden („Kollimatoren“), die Detektorreihen, sowie ein aus Öl bestehendes Kühlungssystem.

Der Patientenlagerungstisch (C4) ist motorisiert und bietet einen regelbaren Vorschub entlang der Z-Achse (C6). Dieser Vorschub ist über den Pitch-Faktor einstellbar und begründet gemeinsam mit den in der Gantry rotierenden Abtasteinheiten die Funktion der heute etablierten Spiralaufnahme.

Bedienpult und Recheneinheit nutzen der Einstellung der individuellen Scanparameter, sowie der Festlegung des Scanfelds. Über sie kann ebenfalls auf die vom CT-Scanner gemessenen Rohdaten zugegriffen, und diese mit verschiedenen Faltungskernen („Kernel“) berechnet werden.

Um die Funktionsweise der Computertomographie verständlich darlegen zu können, lohnt sich zunächst ein Rückblick auf ihre historischen Hintergründe und ihre Entwicklung.

### 1.3.2 Historische Entwicklung der modernen Computertomographie

Mit den Rechenmodellen und physikalischen Theorien des österreichischen Mathematikers Johann Radon zur Berechnung der Materialeigenschaften einer Objektschicht wurden die Grundlagen für die Entwicklung der modernen CT bereits im frühen 20. Jahrhundert gelegt.<sup>42</sup> Die zu seiner Zeit verfügbare Technik verhinderte aber zunächst eine praktische Umsetzung dieser Ideen.<sup>43</sup> Diese wurde erst in der zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts durch die stetig anwachsende Technisierung und die weitere Optimierung der frühen Computer möglich<sup>34</sup>:

Der südafrikanische Physiker A.M. Cormack entwickelte 1963 ein Verfahren zur Berechnung der Absorptionsverteilung ionisierender Strahlung im menschlichen Körper.<sup>44</sup> Dennoch dauerte es noch bis zum Jahr 1972, bis der britische Ingenieur G.N. Hounsfield, auf Cormacks Modellen basierend, für das Londoner Atkinson Morley Hospital den ersten funktionsfähigen Computertomographen entwickelte: Den ausschließlich für Schädelaufnahmen (craniale CT, „cCT“) konzipierten, nach der Firma EMI (London, England) bezeichneten „EMI-Scanner“.<sup>45</sup> In diesen bahnbrechenden Schritten wird heute die Geburtsstunde der modernen CT gesehen, Hounsfield und Cormack erhielten 1979 für ihre gemeinsamen Errungenschaften den Nobelpreis der Medizin.<sup>46</sup> Im Rahmen seiner technischen Möglichkeiten war das Verfahren sicherlich ein bahnbrechender Erfolg. Limitiert wurde es dennoch durch zwei wesentliche, schon damals als nicht abschließend zufriedenstellend geltende Qualitätseinschränkungen.

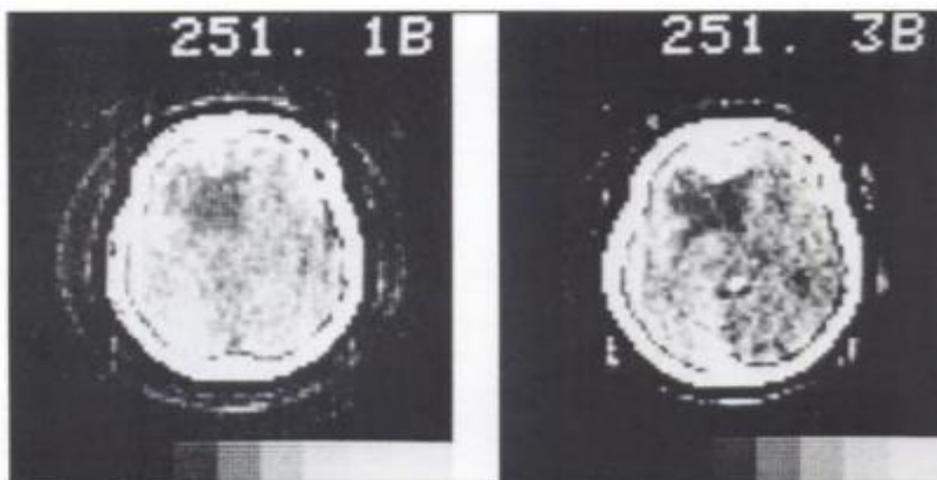
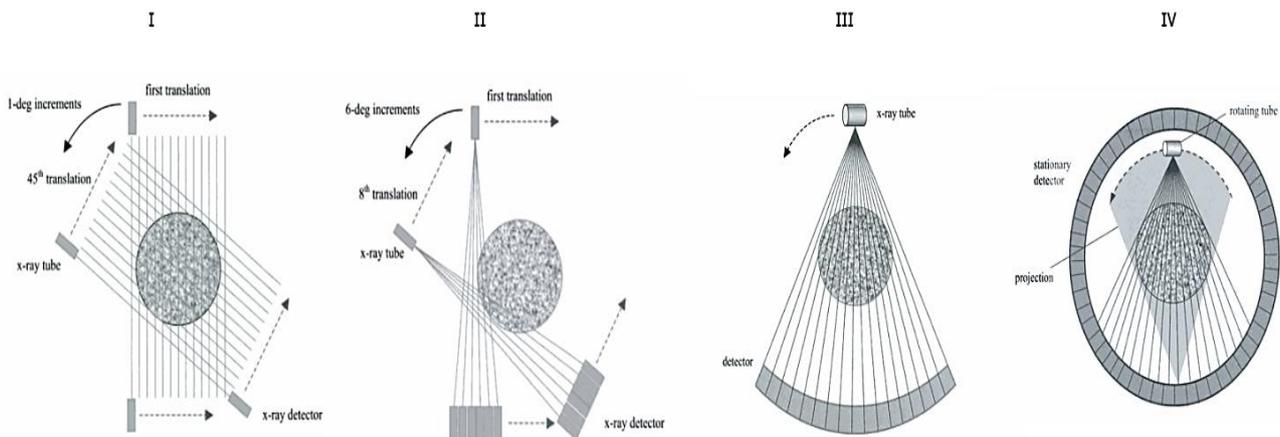


Abbildung 21: EMI-Scan eines linksfrontalen Meningeoms, 1973.<sup>28</sup>

Einerseits war die Bildqualität mit einer Bildmatrix von 80x80 Pixeln und einer minimalen Ortsauflösung von 13mm viel zu ungenau, um eine detailgetreue Darstellung der Anatomie zu gewährleisten.<sup>47</sup> Ebenso war sie viel zu grob, um stufenlose coronare, oder sagittale Rekonstruktionen zu ermöglichen.<sup>34</sup>

Andererseits bedingte die Geometrie der eingesetzten Röntgenstrahlen extrem lange Scanzeiten: So kamen bei den CT-Scannern der ersten Generation noch Nadelstrahlen zum Einsatz, welche die einzelnen Schichten translatorisch abtasteten. Die Messung weiterer Schichten erfolgte dann durch Rotation der Röntgenröhre-Detektor-Einheit in 1°-Schritten, bis schlussendlich 180° erreicht waren.<sup>34</sup> Die Aufnahme eines cCT dauerte durchschnittlich über 30 Minuten, bedingte aber auch, dass andere Aufnahmen mit den EMI-Scannern der ersten Generation schlichtweg nicht möglich waren. Mit einer solchen Scandauer wäre jedoch weder ein Einsatz in der Notfalldiagnostik, noch eine von Bewegungsartefakten freie Darstellung des Thorax denkbar.<sup>28,34</sup> Neben der Verbesserung der Bildqualität, war für die Weiterentwicklung des Verfahrens also eine Verkürzung der Aufnahmedauer von immenser Wichtigkeit. Erst durch eine grundlegende Veränderung der Röntgenstrahl-Geometrie wurde dies verwirklicht.

Abbildung 22: Weiterentwicklung der Röntgenstrahlgeometrie.<sup>48</sup>



Durch Einsatz größerer Bereiche abtastender, fächerförmiger Strahlen, sowie durch Installation eines feststehenden Detektorrings konnte die Aufnahmezeit in den folgenden CT-Generationen auf circa 20 Sekunden pro Schicht gesenkt werden.<sup>34</sup>

Die im inneren der Gantry rotierende Röntgenröhre musste jedoch zu Beginn aufgrund starrer Kabelverbindungen nach einer 360° Umdrehung angehalten und in die gegensätzliche Richtung gedreht werden. Erst durch Implementierung der sogenannten

„Schleifringtechnik“ durch Prof. Willi A. Kalender, bei der ein elektrischer Gleitkontakt hergestellt wird, konnten ab 1987 Daueraufnahmen bei Rotationszeiten unter einer Sekunde ermöglicht werden.<sup>49</sup>

Das Prinzip der Spiral-CT war geboren und das Aufzeichnen von Bewegungsartefakten freier Thoraxaufnahmen war nun endlich möglich geworden.<sup>50</sup>

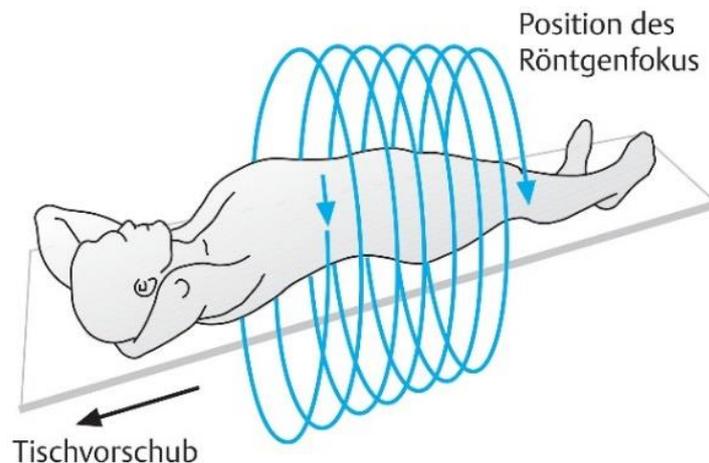


Abbildung 23: Prinzip der Spiral-CT.<sup>2</sup>

Begrenzt wurde die Technik allerdings noch immer durch die zu grobe Bildmatrix. Noch immer bedingte die einzelne Detektor-Reihe, dass bei insgesamt geringer Ortsauflösung entlang der Longitudinal-Achse (Z-Achse) eine stufenlose, detailgetreue Darstellung nicht verwirklicht werden konnte.

Die entscheidende Lösung für dieses Problem wurde 1998 in Form der Multi Detector CT (auch Multi-Slice CT, „MDCT“, „MSCT“) vorgestellt, bei der die verwendeten Fächerstrahlen erstmals durch vier parallel installierte Detektorreihen auch in der Z-Richtung genutzt wurden.<sup>51</sup> Die gleichzeitige Aufzeichnung mehrerer Schichten führte sowohl zu wesentlich geringeren Scan-Zeiten, als auch zu einer immensen Verbesserung der Bildqualität durch Verminderung von Stufenartefakten.<sup>52</sup> Durch stetige Vervielfachung der Detektorreihen einerseits, sowie eine Überarbeitung der verwendeten Röntgenröhren, konnte die Bildqualität in den letzten Jahren weiterhin so massiv gesteigert werden, dass heute beinahe isotrope Voxel aufgezeichnet werden.<sup>52,53</sup> Moderne MDCT verfügen dabei bereits heute über 300 Detektorzeilen.<sup>54,55</sup>

Ein weiterer großer Schritt folgte zu Beginn der 2000er durch die grundlegende Überarbeitung der Röntgenröhre mit der Einführung der sogenannten Straton®-Technologie von Siemens.<sup>56</sup>

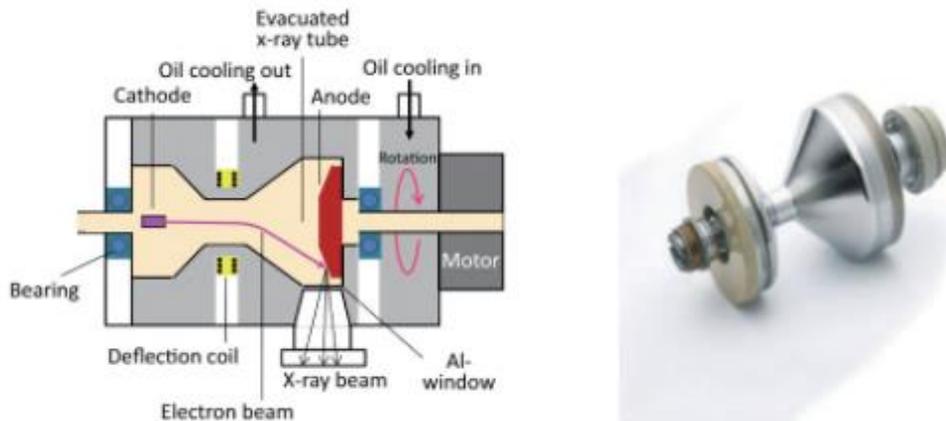


Abbildung 24: Die Straton-Röhre. Links schematisch, rechts Photographie.<sup>26</sup>

Zum Einsatz kommt eine radiär rotierende Gehäusekonstruktion, in der sowohl die Kathode, als auch eine ca. 7-9° abfallende Kegel-Anode verbaut ist.<sup>57</sup> Der eintreffende Elektronenstrahl wird durch ein elektromagnetisches Feld auf einen spezifischen Brennfleck auf dieser Anode fokussiert. Bei pro Straton®-Rotation periodisch veränderbarer Feldstärke springt der Elektronenstrahl so zwischen zwei Brennflecken (Foci) hin und her.<sup>58</sup> So können die Isozentren auf einer Schichthöhe (z-Koordinate) pro Straton®-Rotation um bis zu einer halben physischen Detektorbreite verschoben werden.<sup>57</sup>

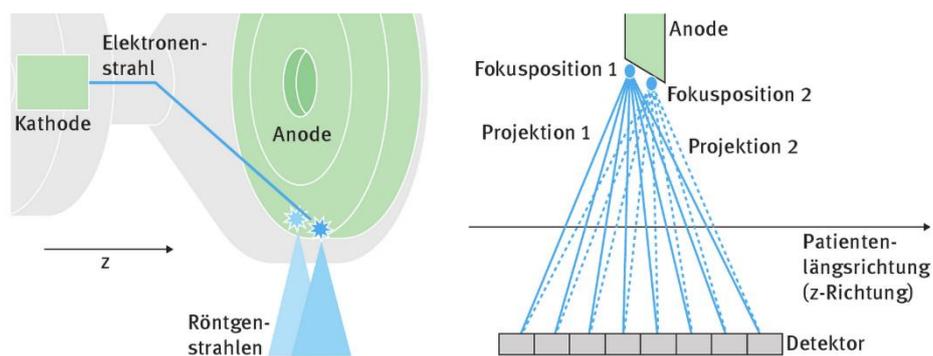


Abbildung 25: Z-Springfokus-Technologie ("double-z").<sup>59</sup>

Da durch die physische Detektorbreite die minimal auflösbare Ortsstruktur in der Z-Richtung limitiert ist, wird so effektiv die doppelte Anzahl der Detektorzeilen als Einzelschichten rekonstruierbar.<sup>57,60</sup> Man spricht von double-z-sampling.<sup>60</sup>

Ebenso ist die Einführung der Dual Source Computer Tomographie („DSCT“) als besonders interessante Entwicklung hervorzuheben.

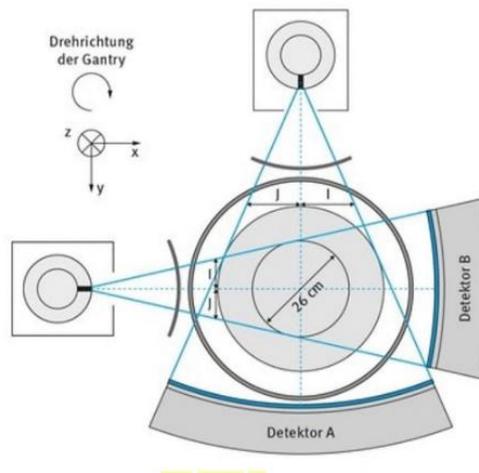


Abbildung 26: Das Prinzip der DSCT. <sup>61</sup>

Die Abtastung der Einzelschichten erfolgt hierbei gleichzeitig durch zwei voneinander getrennte, circa 90° versetzte Röntgenröhren, welche auch zwei unterschiedliche Detektorsysteme (Detektor A & B) ansteuern.<sup>62</sup> Um die Beeinflussung der versetzten Detektoreinheiten durch Streustrahlen der jeweils nicht zugehörigen Röntgenröhre zu minimieren, werden spezifische Streustrahlenraaster eingesetzt. Ebenso bedingen die begrenzten Platzverhältnisse in der Gantry, dass Quelle B ein etwas kleineres Messfeld (Field of Measurement, „FOM“) als Quelle A besitzt.<sup>63</sup> Da die Datensätze der beiden Detektoreinheiten jedoch miteinander verrechnet werden, ist zur vollständigen Aufnahme einer Schicht bei der DSCT nur noch eine Viertelrotation der Gantry um die z-Achse des Patienten nötig.<sup>64</sup> Dies erlaubt wesentlich geringere Scanzeiten (ca. 75 ms pro Schicht) bei schnellerem Tischvorschub, als auch eine Minimierung der applizierten Strahlendosis.<sup>61</sup> Seit der Erstbeschreibung der Röntgenstrahlen, insbesondere aber seit Einführung der Computertomographie zu Anfang der 70er Jahre des letzten Jahrhunderts, hat sich die radiologische Diagnostik also erheblich weiterentwickelt. Durch fortwährende Forschung und weitere Optimierung liegt die durchschnittliche Datenerhebungsdauer bei einer Ganzkörper-CT heute bei wenigen Sekunden, ohne, dass bereits ein Ende des Forschungs - und Verbesserungstrends absehbar wäre.<sup>65</sup> All dies macht die Computertomographie zu einer der wichtigsten Säulen der gegenwärtigen medizinischen Diagnostik.<sup>66</sup>

### 1.3.3 Funktionsweise der modernen CT

Die moderne Computertomographie besteht aus vielen ineinandergreifenden Prozessen, die zum Verständnis im Folgenden kurz Darstellung finden sollen.

#### 1.3.3.1 Technische Protokollparameter

##### 1.3.3.1.1 Schichtkollimation

Sowohl unmittelbar nach der Röntgenröhre, als auch direkt vor den Detektorreihen befinden sich als „Kollimatoren“ bezeichnete Blendensysteme. Diese sind in ihrer Öffnung (in mm) und ihrer räumlichen Ausrichtung einstellbar. Sie bedingen die Geometrie des Fächerstrahls. Vor den Detektorreihen wird durch sie aber auch der minimale Abstand messbarer Einzelschichten bestimmt, wobei ihre räumliche Ausrichtung gleichzeitig als Streustrahlenraster dient.<sup>57</sup>

##### 1.3.3.1.2 Pitchfaktor

Basis der Spiral-CT ist der kontinuierliche Tischvorschub (d) durch die in der Gantry rotierenden Abtasteinheiten (siehe Kapitel 1.3.1 und 1.3.2). Der Tischvorschub (d in mm) ist dabei abhängig von der Vorschubgeschwindigkeit des Tisches (d' in mm/s) und der Rotationszeit der Gantry (t<sub>rot</sub>):

$$d = d' * t_{rot}$$

Formel 2: Tischvorschub d

Als Pitchfaktor (oder kurz auch: „Pitch“, p) wird das Verhältnis zwischen Tischvorschub (d), der absoluten Anzahl der aktivierten Detektorzeilen (n) und der Kollimation (C) bezeichnet:

$$p = \frac{d}{n * C}$$

Formel 3: Pitch-Faktor.<sup>57</sup>

Da der Pitchfaktor letztendlich angibt, wie schnell sich ein Objekt durch die Gantry bewegt, bedingt er maßgeblich dessen Strahlenexposition. Gleichermäßen hängt er aber auch mit der Bildqualität zusammen: So führt ein gesteigerter Tischvorschub bei konstanter Röhrenspannung und Stromstärke sowohl zu einer Abnahme der effektiven Dosis, als auch der Bildqualität.<sup>52</sup> Ursächlich hierfür ist neben der generell geringeren Belichtungszeit ein Sensitivitätsverlust sowohl an den Grenzen der Detektorreihen zueinander, als auch ein geringerer Fokus auf die am Rand liegenden Detektoren.<sup>53</sup>

Die Aufzeichnung bei steigenden Pitch-Werten lässt sich schematisch darstellen:

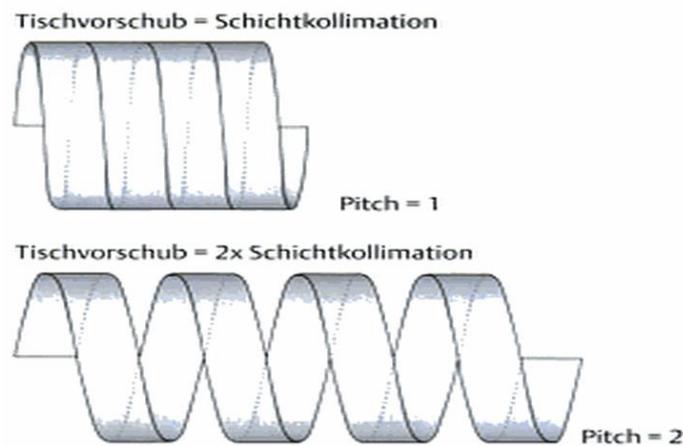


Abbildung 27: Schematische Darstellung: Pitchfaktor.<sup>67</sup>

Bei der Dual Source - MDCT lassen sich aufgrund der höheren Dosis-Reserve selbst bei einem Pitch von 2 lückenlose Datensätze aufnehmen.<sup>1</sup>

#### 1.3.3.1.3 Rotationszeit

Die Rotationszeit  $t_{\text{rot}}$  der Röhre innerhalb der Gantry um  $360^\circ$  bestimmt maßgeblich die Dauer der Aufzeichnung einer Schicht. Aufgrund der Berechnung doppelter Belichtung ab  $180^\circ$  ist zur Aufzeichnung einer Schicht jeweils nur eine halbe Gantry-Rotation notwendig, bei der DSCT sogar nur eine Viertelrotation (siehe Kapitel 1.3.2).

#### 1.3.3.1.4 Röhrenstrom und Röhrenspannung

Wie in Kapitel 1.2 und Tabelle 1 dargelegt, sind der Heizstrom  $U_H$  und die Röhrenspannung  $U_B$  wichtige Parameter. Die Röhrenspannung beschreibt das  $U_B$ -kVp und bestimmt die maximalen keV der beschleunigten Elektronen, sowie die durch ihre Konversion bedingte maximale Energie der Röntgenphotonen. Die Stärke des Heizstroms  $U_H$  bedingt hingegen direkt die absolute Menge der durch Glühemission aus der Kathode austretenden Elektronen, also die Intensität der Bestrahlung. Diese Stärke wird in mA angegeben, wobei in der CT häufig auch eine Darstellung über das Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs) erfolgt. Hierfür wird die Stromstärke mA mit der Rotationszeit  $t_{\text{rot}}$  der Röhre multipliziert.<sup>57</sup>

### 1.3.3.2 Berechnung der Bilder

Der Berechnung eines CT-Bildes unterliegen mehrere Arbeitsschritte:



Abbildung 28: Arbeitsschritte der CT.<sup>68</sup>

Nach Aufnahme eines Rohdatensatzes erfolgt zunächst die Filterung nach gewissen Faltungskernen („Kernel“), anschließend die Rekonstruktion über Rückprojektion der gefilterten Bilder. Um dieses technische Prinzip darzulegen, ist die Kenntnis der Graustufen-Skalierung in der CT notwendig.

#### 1.3.3.2.1 Lineare Schwächung

Die lineare Schwächung eines Photonenstrahls bei Durchtritt durch Materie der Breite  $x$  ist im Schwächungsgesetz ihrer Energieflussdichte  $\Psi$  beschrieben:

$$\Psi(x) = \Psi_0 * e^{-\mu * x}$$

Formel 4: Energieflussdichte  $\Psi$ .<sup>69</sup>

Dabei beschreibt  $\mu$  den der durchstrahlten Materie eigenen linearen Schwächungskoeffizienten. Dieser setzt sich aus den zur Gesamtschwächung beigetragenen Anteilen von Photo-Effekt, Compton-Schwächung und Paarbildung zusammen.<sup>69</sup> Damit ist er direkt von der Dichte und Ordnungszahl der bestrahlten Materie, sowie der Primärintensität und Spektralverteilung der eingesetzten Röntgenstrahlung abhängig (s. Kapitel 1.2.2). Die Schwächungskoeffizienten im Gewebe des menschlichen Körpers liegen allerdings alle relativ nahe beieinander. So gleicht die Schwächung im Weichteilgewebe der im Wasser. Knochen schwächt Strahlung ungefähr doppelt so stark wie Weichteile. Luft ist wegen ihrer geringen Dichte vernachlässigbar.<sup>70</sup> Um im klinischen Alltag eine praktikable Darstellung der Schwächung zu ermöglichen, definierte Hounsfield 1972 daher eine zur Schwächung von Wasser relativ standardisierte Skalierung:

$$\text{CT-Wert des beliebigen Gewebes G (in HU)} = 1000 \frac{\mu(G) - \mu(\text{Wasser})}{\mu(\text{Wasser})}$$

Formel 5: Hounsfield-Units (HU).<sup>70</sup>

### 1.3.3.2.2 Hounsfield-Skalierung

Die sogenannten Hounsfield-Units weisen damit Luft eine relative Dichte von -1000 HU, Wasser von 0 HU, und Knochen von +1000 HU zu.

Damit liegen die HU-Werte der meisten Organe im Bereich von -100 bis +100 HU.<sup>71</sup>

Die visuelle Darstellung des erhobenen Dichtewerts erfolgt über eine Zuordnung der Farben Schwarz (für Strukturen geringer Dichte) und Weiß (für hohe Dichte). Dies erlaubt den verschiedenen anatomischen Strukturen eine differenzierte Darstellung durch Unterscheidung der Intensität ihres individuellen Grautons.

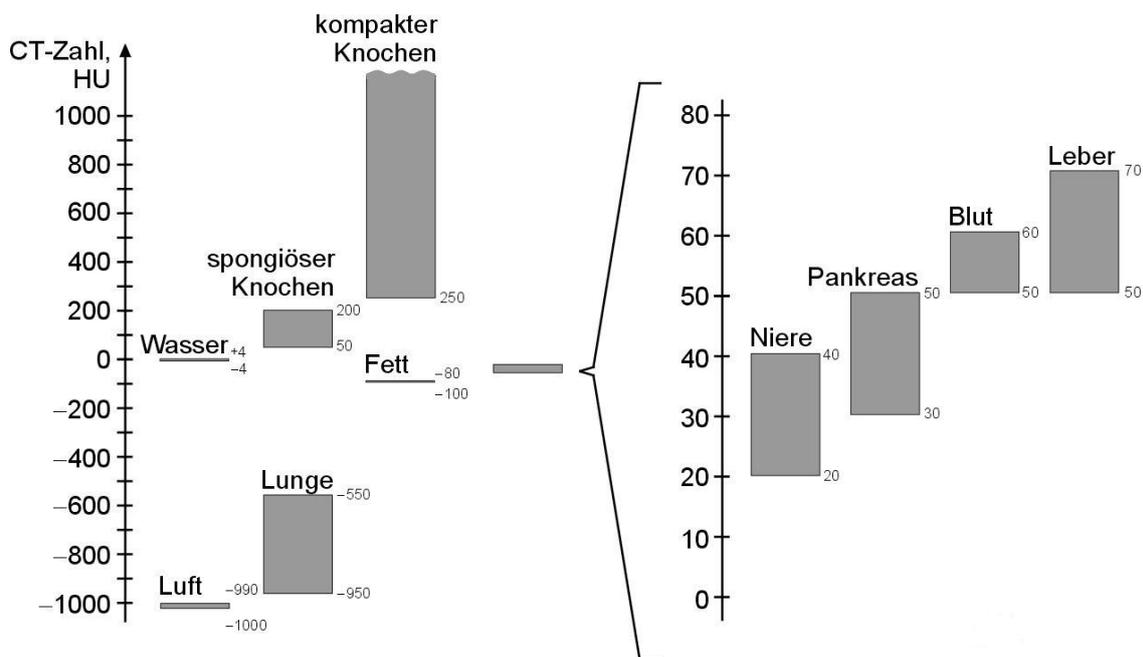


Abbildung 29: Hounsfield-Units.<sup>34</sup>

Da Luft also bei -1000 HU und Knochen teilweise bei über +1000 HU zur Darstellung kommt, sind die einzelnen Voxel theoretisch also durch über 2000 individuelle Graustufen voneinander abgrenzbar. Zumindest rechnerisch stellt diese Zahl zunächst den theoretischen Umfang der aktuellen Möglichkeiten dieser Skalierung dar, praktisch muss er sich aber wiederum einschränken lassen:

Einerseits ist derzeit kein Befundungsmonitor in der Lage, wesentlich mehr Grau-Abstufungen als 256 anzuzeigen. Das menschliche Auge selbst sieht jedoch unter optimalen Untersuchungsbedingungen maximal bis zu 100 individuelle Graustufen. Aus diesem Grund wird der Rohdatensatz vor der Befundung spezifisch gefiltert und daraufhin in der Darstellung zur Indikationsfrage passend gefenstert.

### 1.3.3.3 Rekonstruktionsparameter

Die Auslese des Rohdatensatzes wird maßgeblich durch den Pitch-Faktor und die Schichtkollimation bestimmt. Sind die Schwächungswerte ausgelesen, müssen sie zunächst über verschiedene Einzelschritte verrechnet und weiterverarbeitet werden. Dies geschieht über einstellbare Rekonstruktionsparameter.

#### 1.3.3.3.1 Berücksichtigung der Strahlengeometrie

Die dreidimensionale Strahlengeometrie des verwendeten Röntgenstrahls entspricht der Figur eines Kegels. Sie bedingt, dass mehrere Schichten gleichzeitig aufgezeichnet werden können, gleichzeitig aber auch dass lediglich bei der senkrecht getroffenen Mittelschicht eine lineare Projektion stattfindet. Über und unter dem zentralen Strahlengang werden folglich zusätzlich zu dem zentralen Schnittbild in der xy-Ebene nicht-parallele Bilddaten ausgelesen. Ebenso führt die in Kapitel 1.2.1 beschriebene lineare vergrößerte Projektion von tangential getroffenen Objektkanten dazu, dass Strukturen gleicher anatomischer Höhe auf mehreren Detektorzeilen registriert werden.<sup>72</sup> Es besteht also kein direkter Zusammenhang zwischen den von einer Detektorzeile gemessenen Schwächungswerten und den anatomisch vorhandenen Strukturen einer Schicht. Der Rekonstruktionsmechanismus muss dies berücksichtigen, um eine fehlerfreie Umrechnung der erhobenen Dichtewerte in Bilddaten zu gewährleisten.<sup>73</sup>

#### 1.3.3.3.2 Z-Interpolation

Grundlage der Bildrekonstruktion ist die Berechnung von in Z-Richtung liegenden, axialen Schnittbildern. Hierfür wird prinzipiell für jede Schicht ein planarer Datensatz benötigt, trotz des konstanten Tischvorschubs des Untersuchungsobjekts durch die Gantry wird dieser aber nur näherungsweise geliefert. Daher macht man sich die rechnerische Interpolation zueinander linearer Schwächungswerte zunutze, um axiale Bildebenen zu definieren. Früher wurde eine Schnittebene häufig dadurch festgelegt, dass in einer 360°-Umdrehung der Gantry derselbe örtliche Punkt näherungsweise zwei Mal durchleuchtet und gemessen wurde. Heute werden 180°-Algorithmen verwendet, bei denen nach dem Prinzip des „Datenrebinning“ nach der Durchleuchtung eines Punktes ein spiegelverkehrter Vergleichsdatsatz erstellt wird.

#### 1.3.3.3.3 Z-Filterung

Der Z-Filter bestimmt die Schichtdicke des zu rekonstruierenden Bilddatensatzes. Minimal kann er dabei der Schichtkollimation, also der physikalischen Breite einer eingblendeten Detektorzeile entsprechen. Die Rekonstruktion solcher feinschichtiger Datensätze ist jedoch relativ zeit- und rechenaufwändig. Breiter rekonstruierte Schichten (z.B. 5 Millimeter) reichen im klinischen Alltag in der Regel für die meisten diagnostischen Fragen aus. Die Wahl des Z-Filters wirkt sich auf die Bildqualität aus: so wird bei besonders dünn gewählten Schichtdicken nicht nur der direkte Datensatz, sondern auch die unmittelbare Umgebung eines Bildpunktes zur Z-Interpolation herangezogen. Dies verfeinert durch genauere Vergleiche die Auflösung dieser Schicht, verkleinert aber gleichzeitig auch ihren Ziel-Mittelwert. Die so relativ als größer registrierte Standardabweichung einzelner Schwächungswerte führt zu einem stärkeren Hintergrundrauschen.

#### 1.3.3.3.4 Inkrement

Mit dem Inkrement wird der Abstand der axial aufeinander folgenden Bilder definiert.<sup>74</sup> Das Rekonstruktionsinkrement ist in der Spiral-CT frei wählbar, woraus sich viele Möglichkeiten für die Darstellung der Bilder ergeben: Da man das Rekonstruktionsinkrement auch größer oder kleiner als die kollimierte Schichtdicke einstellen kann, wird durch diesen Parameter letztlich auch die Ortsauflösung der rekonstruierten Schicht bestimmt. Bei einer voreingestellten Schichtkollimation von 10 Millimetern werden bei einer Gantry-Rotation 10 Millimeter breite Schichten abgetastet. Wird das Rekonstruktionsinkrement aber beispielsweise auf 50%, also auf 5 Millimeter eingestellt, werden aus dieser 10 Millimeter breiten Schicht zwei Einzelbilder der Breite 5 Millimeter rekonstruiert.<sup>1</sup> Um dies zu gewährleisten, müssen dieselben Schichthöhen mehrfach verrechnet werden, was zur Entstehung überlappender Datensätze führt. Diese Überlappung führt zu einer massiven Steigerung der Ortsauflösung entlang der Z-Achse und wirkt damit der Bildung von Stufenartefakten entgegen.<sup>57</sup> Da hierfür die Ortspunkte desselben Datensatzes mehrfach vergleichend untereinander verrechnet werden, kann so die Rekonstruktion hochauflösender, dreidimensional multiplanarer Bildebenen ermöglicht werden.

### 1.3.3.3.5 Faltungskern

Die Verrechnung der tomographisch erhobenen Schwächungsprofile erfolgt über eine Rücktransformation der Daten. Ihr zugrunde liegt die Addition der Schwächungsprofile auf eine leere Bildmatrix. Da im Gegensatz zum konventionellen Summationsbild Intensitätsminderungen dreidimensional rekonstruiert werden, kommt es bei der Projektion der Ebenen unweigerlich zu Unschärfefeffekten. Natürlich werden durch die Aufrechnung der Silhouetten bildgebender Strukturen örtlich verhältnismäßig stärkere Schwächungswerte ermittelt. Die Addition der Schwächungskoeffizienten des umgebenden Gewebes führt aber ebenso zu teilweise nicht unerheblichen, theoretischen Dichtewerten. Eine Abgrenzung besonders signalgebender Strukturen kann hierdurch massiv erschwert werden.<sup>34</sup> Um dies zu umgehen, wird technisch auf spezifische Rekonstruktionsmechanismen der Rohdaten zurückgegriffen. Dabei kommen im ersten Schritt üblicherweise die gefilterte Rückprojektion der Daten, sowie mittlerweile auch wieder iterative Algorithmen zum Einsatz.

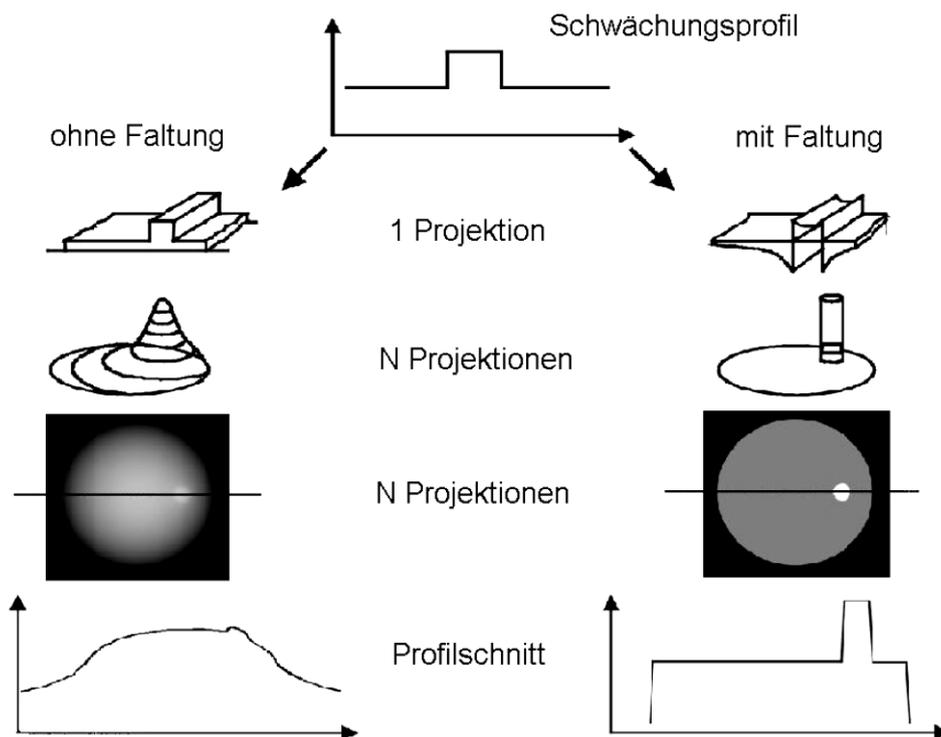


Abbildung 30: CT-Projektion, ohne und mit vorheriger Faltung.<sup>34</sup>

Ziel beider Verfahren ist es, die örtliche Auflösung des erhobenen CT-Bildes, sowie seine generelle Schärfe zu optimieren. Die gefilterte Rückprojektion nutzt eine mathematische „Faltung“ des Rohdatensatzes um bestimmte Kerngebiete herum. Diese Faltungskerne („Kernel“) sind jeweils auf eine gewisse Signaldifferenz fokussiert,

welche insbesondere an den Objektkanten verschieden dichter Strukturen entstehen.<sup>68</sup> Durch rechnerisch addierte Über- und Unterschwingungen werden diese Differenzen verstärkt hervorgehoben und das restliche Bild geglättet.

Dabei gibt es einerseits auf besonders niedrige Intensitätsdifferenzen fokussierte Kernel. An ihnen gefaltete Bilder haben einen insgesamt eher weichen Aspekt, dafür aber eine geringe Ortsauflösung mit generell unscharf verwaschener Darstellung harter Objektkanten. Demgegenüber stellen sich an „schärferen“ Kernen gefaltete Bilder örtlich hochaufgelöst und mit einer klaren Zeichnung selbst feinsten Umrisslinien dar. Ihr Bildeindruck ist aber gleichzeitig von wesentlich mehr Bildrauschen durchsetzt.

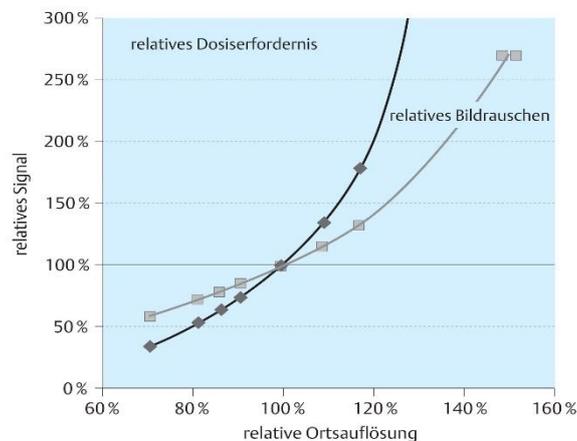


Abbildung 31: Ortsauflösung vs. Bildrauschen.<sup>68</sup>

Daher eignen sich weiche Kernel vor allem zur Darstellung geringer Kontraste im Weichteilgewebe (z.B. Leberläsionen), während sich harte Kernel eher für die Diagnostik von scharfen Strukturkanten (wie Frakturlinien) eignen.<sup>68</sup>

Die heute zur Verfügung stehende Rechenleistung ermöglicht zudem wieder den Einsatz iterativer Rekonstruktionsmechanismen der zwischenzeitlich massiv gestiegenen Rohdatenmenge.<sup>75</sup> Nach der Aufzeichnung des Rohdatensatzes werden dabei Bildwerte berechnet, die statistisch denen nach der Fokussierung auf die gesuchte Signaldifferenz entsprechen. Durch iterative Vergleiche des Rohdatensatzes mit dem statistisch berechneten Bild können die zweidimensionalen Schwächungsprofile pixelgenau angepasst werden, bevor eine Voxel-Aufrechnung erfolgt.<sup>76</sup> Hierdurch ist selbst die Darstellung von Bildern hoher Ortsauflösung bei dennoch geringem Bildrauschen möglich.

#### 1.3.3.4 Darstellung der Bilder und Fensterung

Nach der gefilterten Rekonstruktion bedarf es noch weiterer Anpassungen der Bilddaten. Während sich der Rekonstruktionsfilter aber eher auf eine Bereitstellung bestmöglicher Datensätze bezieht, sind zu einer diagnostisch validen Darstellung zusätzliche Arbeitsschritte nötig.

Wie in Kapitel 1.3.3.2.1 beschrieben, stehen zur Darstellung der unterschiedlichen Schwächungskoeffizienten schrittweise Abstufungen der Intensität der „binären“ Farben Schwarz und Weiß zur Verfügung. Relativ zu Wasser gesehen ergeben sich daraus theoretisch über 2000 Schritte auf der HU-Skala. Ein geübter Radiologe sieht unter optimalen Untersuchungsbedingungen maximal bis zu 100 Graustufen.<sup>68</sup> Geht man von 2000 einzelnen, computergestützt messbaren Hounsfield Units aus und vergleicht dies mit der menschlichen Sehkraft, ist das Auge also ungefähr nur zu 5% dieser Differenzierungsleistung in der Lage. Eine Darstellung der kompletten Skala macht in der Diagnostik daher schlichtweg keinen Sinn:

Werden -1000 HU als Schwarz und +1000 HU als weiß definiert, registriert das menschliche Auge in diesem Gedankenspiel nämlich pro 200 HU einen neuen Grauton. Ruft man sich in Erinnerung, dass die CT-Werte beinahe aller Organe im Bereich von -100 HU bis +100 HU verteilt sind, wird spätestens hier deutlich, dass eine zielführende Abgrenzung einzelner Strukturen so schlichtweg unmöglich ist. Um dieses Problem zu umgehen, wird die Fenstertechnik benutzt.

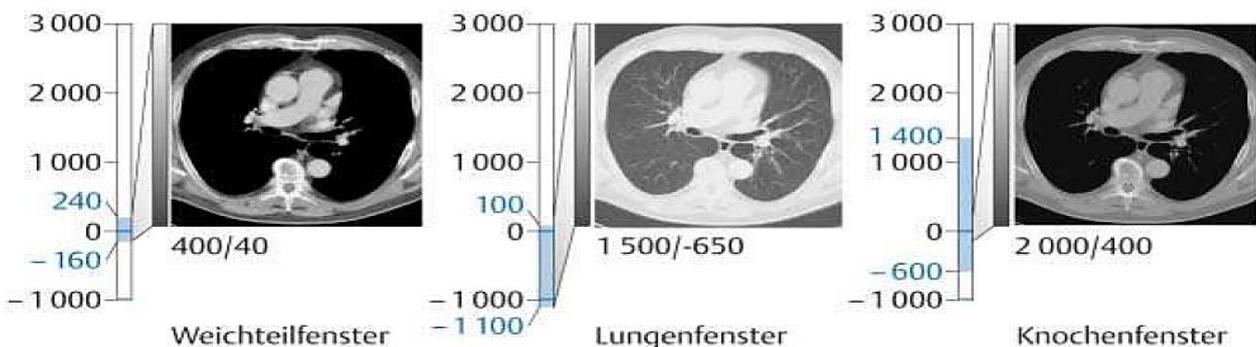


Abbildung 32: Fenstertechnik nach HU-Grenzen in der CT.<sup>2</sup>

Schwarz und Weiß werden hierbei den Grenzen der zu beurteilenden Strukturen zugeteilt, was eine genauere Darstellung einzelner Kontraststufen erlaubt.

### 1.3.4 Objektive Messgrößen der Bildqualität

Die Auswertung der in der radiologischen Diagnostik generierten Bilder ist im Wesentlichen von ihrer Bildqualität abhängig. Zu einem gewissen Teil ist dieser Bildeindruck mit Sicherheit ein subjektiver, darüber hinaus gibt es aber auch einige objektive Faktoren, die erheblich zur Bildqualität beitragen. Entscheidend ist hier die Frage, wie wahrheitsgetreu das aufgezeichnete Bild tatsächlich die Umrisse kontrastbildender Strukturen wiedergibt. Dieser Frage kann durch Vergleich verschiedener Messgrößen begegnet werden.

#### 1.3.4.1 HU-Werte

Generell erfolgt die Darstellung des CT-Bildes in HU-Werten, die sich relativ an den Schwächungskoeffizienten vor allem von Wasser, Luft und Knochen orientieren. Die ermittelten Schwächungsprofile der Röntgenphotonen werden dabei zu dem relativen „Nullpunkt“, der Wasser-Schwächung skaliert (s. Kapitel 1.3.3.2.1). Um jedoch zu gewährleisten, dass die so zugeteilte Skalierung nicht nur valide, sondern auch reproduzierbar ist, werden die CT-Scanner an genormten Messphantomen kalibriert. Um weiterhin die diagnostischen Standards zu erfüllen, dürfen auch die in regelmäßig folgenden Überprüfungen erhobenen Werte nicht  $\pm 4$  HU vom kalibrierten Standard abweichen.<sup>34</sup>

#### 1.3.4.2 Rauschen

Der Bildeindruck der Rohdaten ist zunächst von der Schwächung der Energieflussdichte  $\Psi$  abhängig (s. Kapitel 1.3.3.2). Als solches wird er maßgeblich von den Materialeigenschaften und der Schichtdicke des bestrahlten Körpers, sowie der Primärintensität der Röntgenstrahlung beeinflusst. Die Intensitätsprofile einzelner Pixel können dabei teilweise stark unterschiedliche Standardabweichungen von ihrem jeweiligen HU-Mittelwert besitzen. Dieses Phänomen wird als Bildpunktrauschen  $\sigma$  bezeichnet und führt zu einem generell „grobkörnigeren“ Aspekt der generierten Bilder. Das Pixelrauschen  $\sigma$  ist dabei definiert als:

$$\sigma = f_A * \sqrt{\frac{I_0/I}{\epsilon * Q * ST}}$$

Formel 6: Definition des Bildpunktrauschens  $\sigma$ .<sup>34</sup>

Der Faktor  $f_A$  beschreibt den Einfluss des gewählten Faltungskerns. Der Zähler der Funktion stellt mit  $I_0/I$  die Schwächung der Röntgenphotonen dar. Im Nenner steht  $\epsilon$  für

die gesamte Effizienz des Systems,  $Q$  beschreibt das Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs) und  $ST$  die Schichtdicke in mm. Vereinfacht gesagt: Das Bildrauschen hängt neben dem Rekonstruktionsalgorithmus maßgeblich von der absolut detektierten Anzahl der Röntgenphotonen ab, da durch sie die Standardabweichung der HU bestimmt wird. Ist diese zu hoch, werden die relativ skalierten Schwächungswerte künstlich verfälscht, was eine wahrheitsgetreue Darstellung feiner Kontraste verhindert.<sup>68</sup> Dies ist beispielsweise der Fall, wenn der Primärstrahl zu stark abgeschwächt wird. Es kann aber auch dadurch bedingt sein, dass durch ein zu gering gewähltes mAs absolut zu wenige Röntgenphotonen eingesetzt wurden. Da die durch die Röntgenphotonen potentiell übertragene Energie linear mit ihrer absoluten Menge zusammenhängt, ist bei gleicher Schichtdicke eine Erhöhung der Heizspannung notwendig, um mehr Röntgenphotonen zu generieren. Dies geht allerdings ebenso linear mit einer erheblichen Erhöhung der applizierten Dosis einher. So ist eine Halbierung des Bildrauschens beispielsweise erst bei einer Vervielfachung von Röhrenstrom-Zeit-Produkt und Gesamtdosis zu erreichen.<sup>34</sup> Neben der Einstellung von Röhrenstrom und Röhrenspannung beeinflusst aber auch der Pitch-Faktor das Bildrauschen: So führt ein Pitch-Anstieg bei ansonsten gleichem Untersuchungsprotokoll zu einer relativen Verringerung des Röhrenstrom-Zeit-Produktes und damit zu einer Zunahme des Bildrauschens.<sup>77</sup> Einen Lösungsansatz für die aus diesen Zusammenhängen entstehenden Probleme bietet die automatisierte Dosismodulation, bei der im Untersuchungsprotokoll ein auf durchschnittliche Patienten standardisierter mAs-Referenzwert eingestellt wird. Anhand des Topogramms und des Pitchfaktors, wird dann in Echtzeit eine gegebenenfalls nötige Abweichung von der mAs-Referenz berechnet. Dies wirkt sich sogar auf die individuelle Dosisapplikation innerhalb einzelner Schichten aus: An dem elliptischen Körper werden in der Frontalebene verlaufende Strahlen wesentlich weniger geschwächt, als sagittale.<sup>78</sup> Durch Ausrichtung der Dosis an den in der jeweils letzten halben Gantry-Rotation erhobenen Schwächungsprofilen, lässt sich die effektive Dosis bei annähernd gleichem Rauschen um bis zu 50% reduzieren.<sup>79</sup>

### 1.3.4.3 Kontrast

Der Kontrast beschreibt den Helligkeitsverlauf zwischen zwei individuellen Bildpunkten.<sup>57</sup> Über die Aufrechnung der Schwächungskoeffizienten kann prinzipiell ein beliebig geringer Dichteunterschied mathematisch quantifiziert werden. Wie in Kapitel 1.2.2.1 dargestellt, ist bei der Darstellung feiner Kontrastunterschiede vor allem der im weichen Strahlenspektrum prävalente Photo-Effekt federführend. Darüber hinaus hängt der Kontrast selbstverständlich maßgeblich von der Intensität der Strahlung ab, eine Steigerung der Heizspannung führt also prinzipiell zu einer Steigerung des Kontrastes. Die technischen Protokollparameter und die Größe der Bildmatrix bestimmen zunächst die Qualität des Rohdatensatzes und begrenzen damit also ihre Darstellung. Anschließend ist der Bildkontrast vor allem von dem zur Rekonstruktion verwendeten Faltungskern, sowie von der Fensterung der Bilder abhängig.



Abbildung 33: Kontrast, harter Kernel (B50) vs. weichere (B10,30,40).<sup>80</sup>

#### 1.3.4.4 Signal-to-Noise Ratio (SNR) & Contrast-to-Noise Ratio (CNR)

Die SNR gibt an wie hoch das Verhältnis des erhobenen HU-Signalwertes zu seiner inhärenten HU-Standardabweichung (HU-SD) ist. Gebildet wird sie durch mittlere Ausmessung der HU-Werte einer sogenannten „Region of Interest“ (ROI):

$$\text{SNR}_{(\text{ROI})} = \frac{HU_{\text{ROI}}}{HU\text{-}SD_{\text{ROI}}}$$

Formel 7: SNR

Die dimensionslose SNR gibt damit letztendlich an, welche mittlere physikalische Dichte ein Objekt besitzen muss, um in der jeweiligen ROI aus dem Hintergrundrauschen des Bildes hervorzustechen.

Gleichermaßen lässt sich mit der CNR das HU-Signalverhältnis angeben, bei dem der niedrigste Detailkontrast vor dem in der jeweiligen ROI ermittelten Hintergrundrauschen darstellbar wird.<sup>81</sup> Die CNR errechnet sich folgendermaßen:

$$\text{CNR} = \frac{N_1 - N_2}{HU\text{-}SD_{\text{ROI}}}$$

Formel 8: CNR

$N_1$  und  $N_2$  sind HU-Mittelwerte in ROI's verschiedener Kontraststärken.<sup>82</sup> Allgemein sind SNR und CNR gut objektivierbare Vergleichswerte, da sie sich jeweils relativ auf das erhobene Bild beziehen. Da die HU-Werte eines Bildes nicht um  $\pm 4$  Punkte von der Kalibrierung abweichen dürfen, wird so gleichzeitig eine Vergleichsbasis geschaffen (s. Kapitel 1.3.4.1). Eine valide Aussage über den Gesamteindruck eines Bildes wird meist erst durch Zusammenschau beider Werte möglich: Auch stark verrauschte Bilder können hohe mittlere SNR-Werte aufweisen, da die SNR sich nur auf die Signalintensität bezieht. Erst der Vergleich verschieden kontrastierter Strukturen auf einer Bildebene über die CNR ermöglicht eine Objektivierung des Gesamteindrucks.

#### 1.3.4.5 Ortsauflösung

Die Fähigkeit, feine Objektstrukturen räumlich getrennt darstellen zu können, wird als Ortsauflösung beschrieben. Bestimmt wird sie mit der Darstellung von genormten Bildphantomen, die Strukturen hoher Kontraste enthalten.<sup>35</sup> Dadurch fällt das individuelle Bildrauschen weniger stark ins Gewicht. Dabei wird zwischen der Ortsauflösung entlang der Bildebene (XY), sowie entlang der Z-Achse unterschieden.

#### 1.3.4.5.1 Die Ortsauflösung innerhalb der Bildebene

Zum größten Teil hängt die Auflösung in der XY-Ebene von der reinen Geometrie und der Technik des Scanners ab.<sup>52</sup> Bestimmende Faktoren sind hierbei zunächst die Größe des Fokus an der Röntgenröhre, sowie letztendlich die kollimierte Apertur vor der individuellen Detektoreinheit. Da der Röntgenstrahl fächerförmig verläuft, kommt es unweigerlich zu einer projizierten Vergrößerung der im Strahlengang liegenden Objekte (s. Kapitel 1.2.1). Diese fällt dabei umso stärker ins Gewicht, je weiter der Detektor von dem bestrahlten Körper entfernt ist und kann so abhängig von der Kollimation zu Unschärfephänomenen führen. Ebenso durch die beim Springfokus erzielte Verdopplung der Abtastung kann letztlich eine Art der Bewegungsunschärfe entstehen.<sup>34</sup> Ein weiterer technischer Faktor, der nicht vernachlässigt werden darf, ist die Bildmatrix. Je größer sie ist, also mit je mehr Bildpunkten sie ausgestattet ist, desto höher aufgelöst können Rohdaten erhoben werden.<sup>34</sup> Die Faktoren der örtlichen Auflösung in der XY-Richtung sind also oft eng an das Untersuchungsprotokoll gebunden und damit nur bedingt zu beeinflussen. Wie in den Kapiteln 1.3.4.2 und 1.3.4.3 beschrieben, ist aber der größte Anteil der letztlich dargestellten maximalen Auflösung in der Bildebene von der Wahl des jeweiligen Faltungskerns und des Rekonstruktionsalgorithmus abhängig.

#### 1.3.4.5.2 Die Ortsauflösung entlang der Z-Achse

Entlang der Z-Achse wird die Ortsauflösung im Wesentlichen durch drei Punkte bestimmt: durch die Kollimation, das Inkrement und das Schichtempfindlichkeitsprofil (Slice Sensitivity Profile, SSP).<sup>52</sup> Das SSP stellt grafisch die Messempfindlichkeit der jeweiligen Schicht dar. Idealerweise entspricht es einem Rechteck, die Empfindlichkeit ist also überall in der jeweiligen Schicht gleich. In der Spiral-CT gleicht es aber vielmehr einer Normalverteilung. Bei steigendem Pitch steigt auch der Einfluss dieses Phänomens, was unweigerlich zu Bildunschärfe führt (s. Kapitel 1.3.3.1.2). Die jeweilige Nennschichtdicke wird aus der SSP-Breite errechnet, bei der 50% ihres Maximalwerts erreicht sind (Full Width at Half Maximum, FWHM). Daher können auch hohe Kontraste, beispielsweise zu Strukturen außerhalb der eigentlichen Schicht, zur errechneten Gesamtschwächung eines Pixels beitragen.<sup>52</sup>

#### 1.3.4.6 Field of Measurement (FOM) / Field of View (FOV)

Das Field of Measurement (FOM), teilweise auch als Field of View (FOV) bezeichnet, gibt die Größe des rekonstruierten Bildausschnittes an. Da die erhobenen Rohdaten auf eine in ihren Größenverhältnissen unveränderbare, leere Bildmatrix aufgerechnet werden, wird durch das vor der Rekonstruktion festgelegte FOM maßgeblich die Qualität des Bildes beeinflusst. Wird das FOM kleiner als der Körperdurchmesser festgelegt, verkleinern sich dadurch gleichzeitig auch die gemessenen Pixel und die aus ihnen rekonstruierten Voxel.<sup>83</sup> Da anatomische Strukturen hierdurch differenzierter und mit höherer Ortsauflösung dargestellt werden können, verringert sich so die durchschnittliche SNR eines ROI. Auch die ungleiche Abschwächung der Intensität des Primärstrahls fällt durch Fokussierung und relative Aufrechnung kleinerer Bildausschnitte auf die Bildmatrix weniger stark ins Gewicht (s. Kapitel 1.3.4.2).

#### 1.3.5 Patientenbedingte Faktoren der Bildqualität

Neben den technischen Faktoren sind selbstverständlich zunächst die Compliance des Patienten, daneben aber auch biophysikalische Gegebenheiten als wichtige Faktoren der Bildqualität anzuerkennen:

##### 1.3.5.1 Die Compliance

Die Compliance (engl.: Regelbefolgung) beschreibt, wie gut der Patient den Anforderungen des medizinischen Verfahrens gerecht wird.<sup>84</sup> So sind beispielsweise Atemkommandos für einen stufenlosen CT-Scan des Thoraxes unabdingbar.<sup>70</sup> Kann, oder möchte der Patient diesen Anforderungen nicht nachkommen, spricht man von einer niedrigen Compliance.

##### 1.3.5.2 Der Querdurchmesser des Patienten (BMI)

Ganz besonders Größe und Form des Patientendurchmessers wirken sich erheblich auf die Abschwächung der Primärintensität aus: Ist die im Strahlengang liegende Masse größer, werden gleichermaßen auch höhere Primärintensitäten benötigt, um rauschfreie Bilder zu erzeugen (s. Kapitel 1.3.4.2). Ein Lösungsansatz hierzu ist die automatisierte Dosis-Modulation.<sup>78</sup>

#### 1.3.6 Bild-Artefakte in der Übersicht

Der Begriff „Artefakt“ ist etymologisch aus den lateinischen Worten „Arte“ (mit Kunst) und „Factum“ (das Gemachte) zusammengesetzt.<sup>85</sup> Entstehen in der bildgebenden

Diagnostik künstliche, von der Realität abweichende Bildeindrücke werden diese als Artefakt bezeichnet. In der radiologischen Diagnostik äußert sich dies als Diskrepanz zwischen den aufgezeichneten Schwächungsprofilen der anatomischen Strukturen und ihrer theoretisch richtigen Strahlenabschwächung. Sie basieren also meistens auf Fehlmessung oder Fehlinterpretationen des Rohdatensatzes und können nach ihrer Entstehungsart in unterschiedliche Kategorien eingeteilt werden.<sup>60</sup> Wichtige grundlegende Faktoren sind hier:

- Physikalische Gegebenheiten
- Die Technik des Systems
- Auf Eigenheiten der Patienten rückführbare Signalverfälschung
- Dem Rekonstruktionsmechanismus geschuldete Phänomene

Je nach ihrer Ausprägung können sie dabei die dargestellten Bilder in ihrer diagnostischen Validität einschränken und schlimmstenfalls sogar gänzlich unbrauchbar machen.

### 1.3.6.1 Physikalisch bedingte Artefakte

#### 1.3.6.1.1 Strahlenaufhärtung

Wie in Kapitel 1.2.2.2 beschrieben, wird bei der Computertomographie eine polychromatische Röntgenstrahlung erzeugt. Aufgrund der stärkeren Absorption der Strahlen im weichen Spektralbereich beobachtet man bei Durchtritt durch Materie eine Verschiebung der mittleren Energie in höherenergetische Spektren. Die in der CT verwendeten Detektoren registrieren jedoch lediglich die übertragene Gesamtenergie. Diese als „Auhärtung“ bezeichnete Beschneidung der Intensität, wird von dem Gerät als massive Gewebeschwächung fehlinterpretiert. Die Unterschiede in den mittleren Intensitäten werden besonders durch die gefilterte Rückprojektion als Kontrastprung gewertet, was in der Berechnung von schwarzen Artefakt-Banden resultiert.

Dabei sind gewisse anatomische Regionen besonders für die Entstehung solcher Auhärtungsartefakte prädestiniert. Besonders anfällig ist Weichteilgewebe, das unmittelbar neben (oder zwischen) massiv schwächenden Strukturen liegt. Hervorgerufen wird der Effekt beispielsweise durch Knochen, Metallimplantate und sogar Kontrastmittel. Besonders im Bereich der hinteren Schädelgrube tritt er beinahe

regelmäßig auf, wodurch die Beurteilbarkeit des zwischen den Schädelknochen liegenden Hirnparenchyms maßgeblich eingeschränkt werden kann (siehe Pfeile).

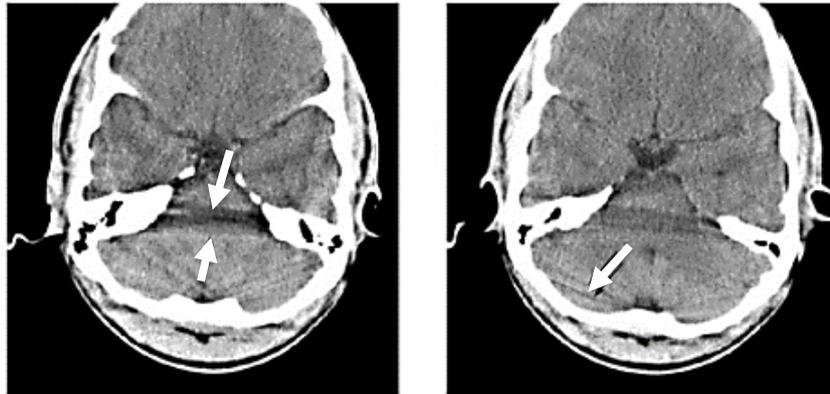


Abbildung 34: Aufhärtingsartefakte cCT.<sup>43</sup>

Durch eine bereits vor dem Patienten aufhärtende Vorfilterung der eingesetzten Strahlen, sowie durch die iterative Rekonstruktion lässt sich die Ausprägung dieser Fehlerquelle zumindest vermindern.<sup>61</sup>

#### 1.3.6.1.2 Partialvolumeneffekt

Der Einsatz von in der Z-Richtung kegelförmigen Röntgenstrahlen führt zur divergierenden Abtastung von insbesondere am Rande der jeweiligen Schicht liegenden Strukturen. Ist der Kontrast der in den Ausläufern dieses Kegels liegenden Strukturen größer als das jeweilige FWHM des SSP, werden sie als in der Schicht liegend interpretiert.<sup>52</sup> Die Verrechnung von bei wechselnden Gantrypositionen (G) zueinander inkongruenten Intensitäten führt zu schattigen Partialvolumenartefakten.

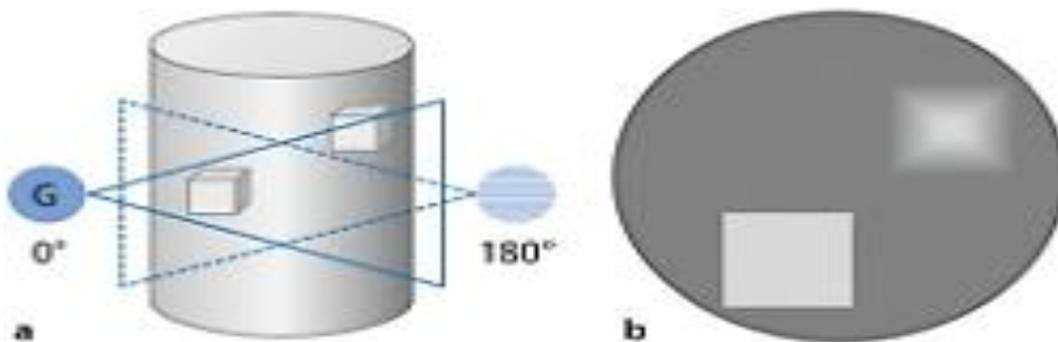


Abbildung 35: Entstehung (a) & schematische Darstellung (b) von Partialvolumina.<sup>57</sup>

### 1.3.6.1.3 Photon Starvation

Als Photon Starvation (engl.: Verhungern) wird das durch vermehrte Abschwächung der Primärstrahlung künstlich erhöhte Bildrauschen bezeichnet. Ähnlich wie Aufhärtungsartefakte wird auch dieser Effekt durch eine relative Minderung der durchschnittlich gemessenen Strahlenenergie bedingt. Maßgeblich zugrunde liegt ihm aber eine Verschlechterung der SNR und CNR. Besonders auffällig ist hierbei, dass durch Photon Starvation bedingte Artefakte auch innerhalb einer Schicht anfallen können.



Abbildung 36: Photon Starvation.<sup>57</sup>

Wird der Röhrenstrom nicht dynamisch nach den Intensitätsprofilen und dem Topogramm moduliert, werden die Photonen der lateralen Projektionen durch den verhältnismäßig größeren Querschnitt zwangsläufig stärker abgeschwächt (siehe Kapitel 1.3.4.2 und 1.3.5.2). Auch dieser Effekt kann durch den Einsatz von Vorfilterung, ebenso natürlich einer Erhöhung der Dosis positiv beeinflusst werden.<sup>57</sup>

### 1.3.6.1.4 Unterabtastung

Die Aufzeichnung von zu wenigen Einzelprojektionen führt zu unzusammenhängenden Datensätzen. Wird ein gewisses Mindestmaß unterschritten, kann auch durch iterative Rekonstruktion kein kohärentes Bild mehr berechnet werden. An den Rändern feiner Objektkanten führt dies zu feinstreifigen Gitternetzlinien, welche im englischen als „aliasing“ bezeichnet werden.<sup>57</sup> Eine Erhöhung der Projektionsanzahl, beispielsweise durch den Einsatz der Springfokus-Technologie, wirkt der Entstehung dieser Phänomene entgegen.<sup>73</sup>

### 1.3.6.2 Technisch bedingte Artefakte

#### 1.3.6.2.1 Ringartefakte

Als Ringartefakte werden exakt konzentrisch angeordnete, kreisförmige Kontrastwechsel bezeichnet. Diese entstehen aber nicht durch Gegebenheiten des Patienten, sondern beispielsweise durch Defekte einzelner Detektorzeilen. Hierdurch wiederholen sie sich konstant in der Z-Richtung. Behoben werden können sie durch regelmäßige Wartungen und Kalibrierungen der technischen Elemente.<sup>73</sup>

### 1.3.6.3 Durch Eigenheiten der Patienten bedingte Artefakte

#### 1.3.6.3.1 Bewegungsartefakte

Die Bildgebung in der Radiologie gleicht einer photographischen Momentaufnahme und ist damit gleichermaßen wie diese limitiert. Durch die interpolierte Rekonstruktion der Daten aller Einzelschichten, muss zwischen diesen Schichten aber örtliche Kohärenz gewährleistet sein. Verschiebt sich das Untersuchungsobjekt zwischen den Aufnahmen der Schichten, resultieren Unschärfefeffekte und Bildkanten zwischen fehlerhaft als nicht zusammenhängend registrierten Strukturgrenzen.

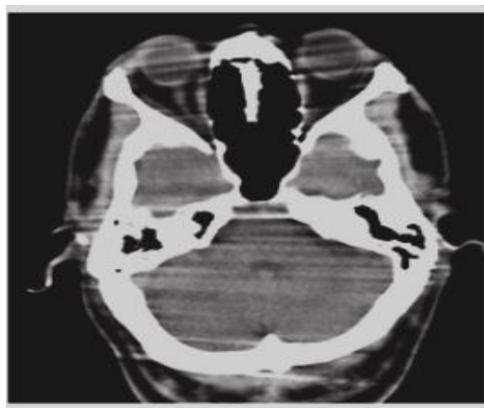


Abbildung 37: Bewegungsartefakte in einer cCT.<sup>86</sup>

In der Medizin fiel dieser Effekt durch die massive Verkürzung der Scanzeiten in den vergangenen Jahren immer weniger ins Gewicht (s. Kapitel 1.3.2). Lediglich Scans von Organsystemen wie beispielsweise der Lunge und besonders des Herzens, gelten nach wie vor als sehr vulnerabel für Bewegungsartefakte. Im Falle der Lunge kann eine weitere Minimierung durch adäquate Atemkommandos erfolgen. Eine Aufzeichnung feiner Herzschichten erfolgt heute durch automatisierte Triggerung nach EKG-Phasen.

### 1.3.6.3.2 Metallische Implantate

Metallische Implantate bedingen durch ihre strukturelle Abweichung vom restlichen Gewebe die Entstehung verschiedener Bildartefakte. In ihrer Ausprägung sind sie neben der Primärintensität der Röntgenstrahlen von der Ordnungszahl und der Dichte des verwendeten Metalls abhängig, da hierdurch maßgeblich die strahlenbiologisch als dominant zu erwartende Art der Abschwächung bestimmt wird (s. Kapitel 1.2.2.1). Sie äußern sich dabei prinzipiell durch eine Zunahme von durch Photon Starvation und Strahlenaufhärtung bedingten Bildfehlern.

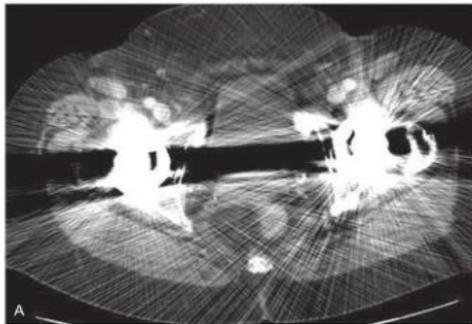


Abbildung 38: Artefakte durch bilaterale metallische Hüftprothese<sup>87</sup>

Durch ihre hohe Dichte führen sie allerdings ebenso zu einer Zunahme von Partialvolumeneffekten, da sie die FWHM-Werte der SSP wesentlich wahrscheinlicher erfüllen (s. Kapitel 1.3.4.5.2). Ihr Auftreten kann dadurch minimiert werden, dass das Messfeld der geplanten Untersuchung unter Aussparung der Region des Implantats festgelegt wird (s. Kapitel 0). Ist dies aus diagnostischen Gründen unmöglich, muss gegebenenfalls eine Anpassung des Röhrenstroms erfolgen.<sup>34</sup>

### 1.3.6.3.3 Messfeldüberschreitungen

Über den Rand des Messfelds ragende Objekte werden durch die asymmetrische Intensitätsminderung als Hyperdensität fehlinterpretiert.

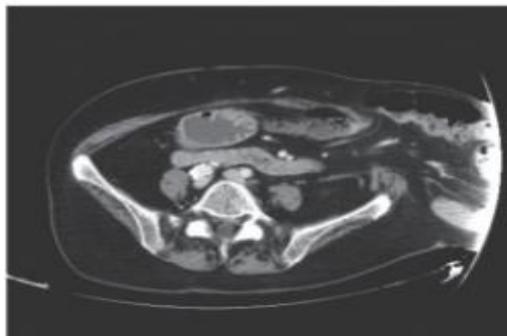


Abbildung 39: Messfeldüberschreitung bei großer Bauchwandhernie links.<sup>4</sup>

### 1.3.6.4 Von der Rekonstruktion abhängige Artefakte

#### 1.3.6.4.1 Spiral-Artefakte

Der Spiral-Scan eines in der Z-Richtung liegenden, kegelförmigen Phantoms sollte eigentlich zur Rekonstruktion von stetig breiter werdenden, konzentrischen Schichtringen führen. Durch die bei der Z-Interpolation stattfindende Wichtung des Umgebungsgewebes weichen die rekonstruierten Bilddaten aber im linearen Strahlengang von der Form eines Kreises ab.

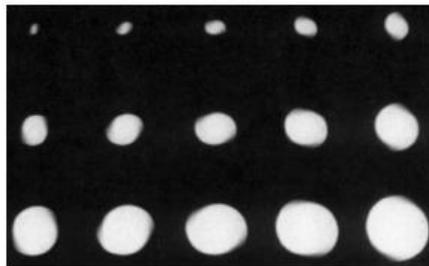


Abbildung 40: Spiralartefakte.<sup>88</sup>

Besonders anfällig für diesen Effekt ist Gewebe, dessen Querdurchmesser sich schnell in der Z-Richtung verändert (also z.B. der Schädel in der cCT). In der Multi-Detektor-CT äußert sich diese axiale Verzerrung durch sogenannte Windmühlen-Artefakte.

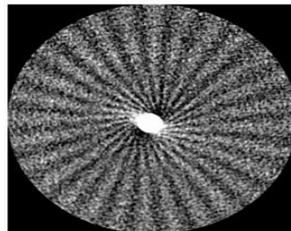


Abbildung 41: Windmühlenartefakte.<sup>73</sup>

Durch die Wahl von geringeren Pitch-Werten und spezifischen Z-Filtern können auf diese Weise entstehende Artefakte vermieden werden.

#### 1.3.6.4.2 Kegelstrahl-Effekt

Wie in Kapitel 1.3.3.3.1 beschrieben werden durch die Verwendung eines kegelförmigen Strahls Strukturen nicht parallel zum Zentralstrahlengang von den Detektorzeilen registriert. Daher sind zur Interpolation der so gewonnenen Daten spezifische, adaptive multiplanare Rekonstruktionsmethoden anzuwenden, um durch Fehlberechnung bedingte Streifenartefakte zu minimieren.

### 1.3.7 Wichtige Dosisbegriffe der CT

Der Anteil der Computertomographie von den in Deutschland pro Jahr ungefähr durchgeführten 135 Millionen Röntgenuntersuchungen liegt bei unter 10%.<sup>89</sup> Dennoch wird durch sie über 60% der mittleren effektiven Jahresdosis von 1,75 mSv pro Einwohner appliziert.<sup>90</sup> Durch den stetigen technischen Fortschritt steigen zwangsläufig sowohl die Möglichkeiten, als auch die bloße Anzahl der durchgeführten Maßnahmen weltweit an. Wie in Kapitel 1.1.4 angesprochen, liegt die durchschnittlich applizierte Strahlendosis in der CT pro Einsatz weit über der konventioneller Methoden:

Liegt die effektive Organdosis einer Röntgen-Thorax-Aufnahme bei ca. 0,2mSv, geht beispielsweise eine Abdomen-CT mit einer effektiven Belastung von 10 mSv einher.<sup>11</sup> Bedingt ist dies durch die vergleichsweise wesentlich höhere Belichtungszeit, die zur Aufzeichnung aller Projektionen notwendig ist. Zur Darstellung kommt die übermittelte Dosis in der CT dabei durch die folgenden Größen.

#### 1.3.7.1 CTDI

Der Computed Tomography Dose Index (CTDI) gilt als die zentrale Dosisgröße der CT. In der Einheit mGy gibt er die vom CT-Scanner applizierte Gesamtenergie an und ist proportional zum Strom-Zeit-Produkt mAs.<sup>60</sup>

Gebildet wird er aus der Überlagerung der Dosismesswerte von den bei einer Gantry-Rotation erhobenen N Einzelschichtprofilen. Hierfür wird die komplette Dosisverteilung berücksichtigt, die bei einer kollimierten Strahlenbreite ( $h_{col}$ ) erfolgt.

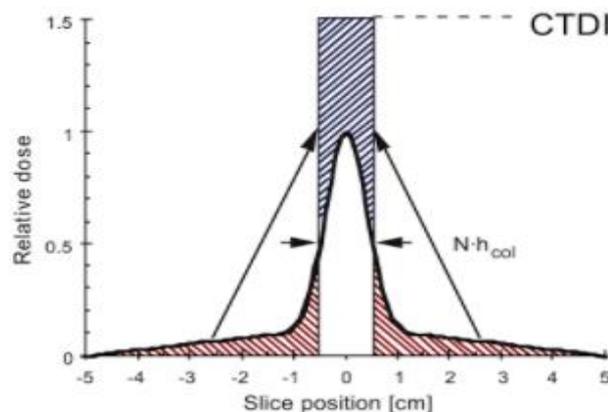


Abbildung 42:  $CTDI = N * h_{col}$ .<sup>91</sup>

Durch diesen Schritt wird sichergestellt, dass auch von außerhalb der jeweiligen Schicht auf den Detektor auftreffende Streustrahlung mit zur Gesamtdosis beiträgt.

Durch rechnerischen Miteinbezug der Ausläufer jedes Profils ist die sogenannte Multiple Slice Average Dose (MSAD), also die durchschnittliche Dosis aller Schichten bei einer CT jedoch höher, als die Gipfelwerte ihrer Einzelschichten:

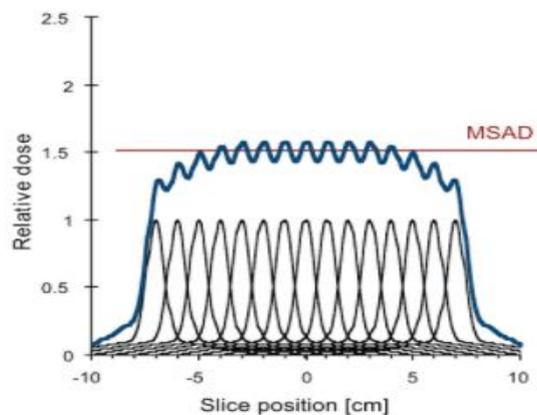


Abbildung 43: MSAD.<sup>91</sup>

Das Verhältnis von MSAD zu CTDI lässt sich in der folgenden Formel ausdrücken:

$$MSAD = \frac{1}{p} * CTDI$$

Formel 9: MASD & CTDI.<sup>91</sup>

P steht in dieser Gleichung für den Pitch-Faktor (s. Kapitel 1.3.3.1.2). Um die Dosisverteilung innerhalb des Körpers hinsichtlich einzelner Organe ermitteln zu können, stehen zwei zylindrische Messphantome mit 16 cm (Kopf) und 32 cm (Abdomen) Durchmesser zur Verfügung. Diese verfügen jeweils über einen zentralen (z) und vier periphere (p) Dosimeter. Der gewichtete gesamt-CTDI  $CTDI_W$  gibt hierbei die Dosisverteilung innerhalb des Phantoms wieder:

$$CTDI_W = \left(\frac{1}{3} CTDI_{(z)} + \frac{2}{3} CTDI_{(p)}\right)$$

Formel 10:  $CTDI_W$ .<sup>91</sup>

Die heute gebräuchlichste Art der Angabe, der Volumen-CTDI ( $CTDI_{vol}$ ), wird durch Division von  $CTDI_W$  durch den Pitch-Faktor (P) berechnet:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_W}{P}$$

Formel 11:  $CTDI_{vol}$ .<sup>91</sup>

### 1.3.7.2 DLP

Das Dosislängenprodukt (DLP) gibt bei einer Scanserie entstandene Strahlenbelastung an. Es wird durch Multiplikation des  $CTDI_{vol}$  mit der Gesamtlänge des durchleuchteten Körpervolumens berechnet und in  $mGy * cm$  angegeben.<sup>13</sup>

### 1.3.8 Ansätze zur Reduktion der Dosis

Die durchschnittlich applizierte Strahlendosis in der CT liegt weit über den Werten der konventionellen radiologischen Methoden (s. Kapitel 1.3.7). Mit der durch die Strahlung auf den menschlichen Körper übertragenen Energie geht dabei ein untrennbares Risiko biologischer Folgeschäden einher (s. Kapitel 1.1.2). Tatsächlich haben insbesondere die durch medizinische Strahlenexposition verursachten Malignome heutzutage einen nicht vernachlässigbaren Stellenwert.<sup>66</sup> So wird die alleine durch CT-Untersuchungen verursachte Inzidenz von bösartigen Tumoren mittlerweile auf bis zu 2% geschätzt.<sup>11</sup> Höchstes ärztliches Ziel ist es, nicht zu schaden. Wie im Einleitungstext beschrieben, muss daher vor einem jeden Einsatz ionisierender Strahlung eine ausführliche Risikokalkulation erfolgen. Die Reduktion der applizierten Strahlendosis nach dem sogenannten „ALARA-Prinzip“ (as low as reasonably achievable), ist daher ein wichtiger Eckpfeiler der modernen Medizin. In den folgenden Abschnitten sollen einige gangbare Wege angesprochen werden, nach denen dieses Prinzip verwirklicht werden kann.

#### 1.3.8.1 Überprüfung der Indikation

Im Rahmen der im Auftakt zu diesem Kapitel erwähnten Risikokalkulation muss vor einer jeden Untersuchung eine strenge Überprüfung der Indikationsstellung erfolgen. Dabei ist zunächst zu bestätigen, dass die angeforderte Diagnostik überhaupt durch die hinter ihr stehende klinische Fragestellung gerechtfertigt ist.<sup>92</sup> Nicht weniger wichtig ist, ob die Fragestellung nicht auch durch ein strahlenärmeres Verfahren valide beantwortet wird. Dies kann bedeuten, dass beispielsweise eine Abgrenzung des Leberparenchyms durch eine MRT, die orientierende Darstellung ihrer Anatomie aber auch ultraschallgestützt erfolgen kann. Ebenso sind pathologische Prozesse der Lunge in den meisten Fällen auch durch konventionelle Röntgenaufnahme des Thoraxes in zwei Ebenen darstellbar. Stellt die medizinische Fragestellung jedoch die dringende Indikation für den Einsatz einer CT, bleiben weitere offene Punkte zu prüfen. Kritisch ist zu hinterfragen, ob die absolute Anzahl der angeforderten Einzelserien, sowie gegebenenfalls der Einsatz von Kontrastmittel gerechtfertigt sind.<sup>93</sup> Kurzum ist die Indikationsprüfung der wichtigste Schritt der Dosisreduktion.<sup>34</sup>

### 1.3.8.2 Auswahl eines adäquaten Untersuchungsprotokolls

Neben dem Ausmaß der Strahlenbelastung beeinflusst das Untersuchungsprotokoll maßgeblich die Bildqualität (s. Kapitel 0 und 1.3.6.1). Um auch bei reduzierter Dosis eine ausreichend hohe Qualität zu gewährleisten, sind Röhrenspannung (kV), Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs) und Pitch-Faktor folglich behutsam an der klinischen Fragestellung auszurichten.

Eine auf die Abgrenzung starker Kontraste zielende Diagnostik fußt beispielsweise auf dem bei hoher Röhrenspannung (kV) dominierenden Compton-Effekt (s. Kapitel 1.2.2.1). Das weiche Spektrum des polychromatischen Strahls wird im Gewebe jedoch eher absorbiert, als weiter zu einer verbesserten Darstellung großer Kontrastschritte beizutragen. Hier erfolgt also eine im Sinne der Diagnosefindung ungerechtfertigte Exposition.<sup>20</sup> Durch das sogenannte „spectral shaping“, bei dem weiche Strahlen über einen dem Generator unmittelbar nachgeschalteten Filter (z.B. aus Aluminium) herausgefiltert werden, lässt sich der relative Anteil der Nutzstrahlung erhöhen. Neben der durch charakteristische atomare Wechselwirkungen bedingten Verschiebung der Röntgenphotonen ins weiche Spektrum, nimmt ihre mittlere Energie jedoch auch konstitutiv im Quadrat zum Abstand ihrer Quelle ab.

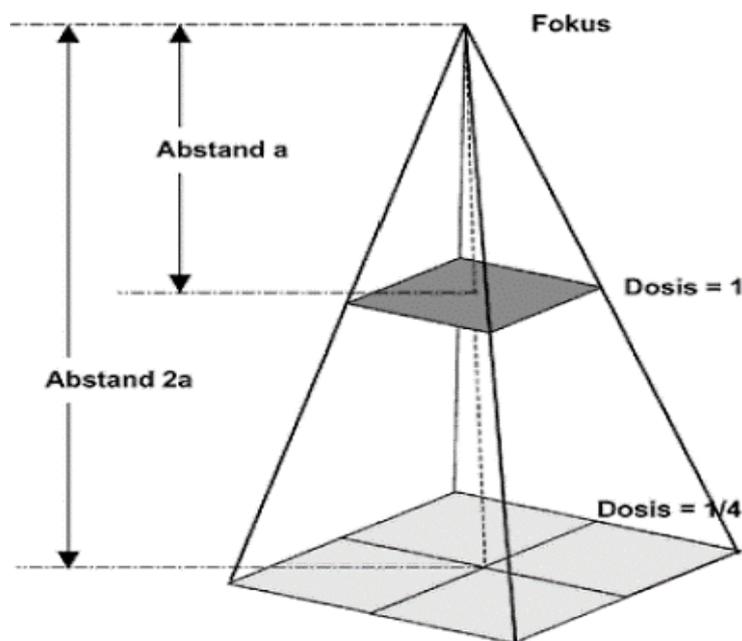


Abbildung 44: Das Abstandsquadratgesetz.<sup>13</sup>

Die Ausbeute der vom Detektor registrierbaren Nutzstrahlung einer bestimmten Primärintensität wird maßgeblich durch die im Patienten stattfindenden atomaren Wechselwirkungen bedingt.

In ihrer Ausprägung sind diese jedoch primär von den konstitutionellen Gegebenheiten der Patienten abhängig, wobei der individuelle Querdurchmesser besonders ins Gewicht fällt (s. Kapitel 1.3.6.1). Die Dosiseinstellungen standardisierter Untersuchungsprotokolle sind jedoch auf genormte Messphantome kalibriert (s. Kapitel 1.3.7). Wie hoch also das Verhältnis von diagnostisch nützlicher Strahlung zu schädlicher Dosisbelastung ist, wird unmittelbar durch die individuelle Anpassung der Geräteeinstellungen auf den Körperbau des Patienten beeinflusst. Um eine optimale Ausnutzung dieses Verhältnisses zu sichern, hat sich daher die automatisierte Dosismodulation etabliert (s. Kapitel 1.3.5.2).

### 1.3.8.3 Dosiseinsparung durch Rekonstruktion und Darstellung

Auch in der Wahl einer adäquaten Datenverarbeitung liegt das Potential für weitere Dosiseinsparungen:

Besonders die in Kapitel 1.3.3.3 beschriebenen Rekonstruktionsmechanismen eignen sich, um das Bildpunktrauschen zu minimieren. Über Interpolationsalgorithmen, Filter und Fensterweite, lassen sich dabei sowohl das Hintergrundrauschen, als auch seine Wahrnehmung verändern. Obgleich eine Verminderung dieser Unschärfe mit einem Verlust der Ortsauflösung einhergehen mag, zeigen Vergleichsbilder mit konstanten Rauschwerten großes Potential zur weiteren Reduktion der Patientendosis.<sup>94</sup> Ebenso bringt die durch die steigende Rechenleistung der Computer ermöglichte Wiederkehr iterativer Rekonstruktionsmechanismen in die CT den Ausblick auf weitere Dosisminderung. Besonders im Direktvergleich zu den durch gefaltete Rückprojektion rekonstruierten Bildern, kann ein iterativer Mechanismus gleichwertige Bilder bei wesentlich geringerer Gesamtdosis liefern. Durch eine entsprechende Anpassung des Untersuchungsprotokolls kann hierdurch eine Einsparung um bis zu 50% der ansonsten anfallenden effektiven Organdosis erreicht werden.<sup>95</sup>

## 1.4 Klinische Bedeutung der Dosisreduktion beim Multiplen Myelom

### 1.4.1 Grundlagen

Das Multiple Myelom (MM) ist eine maligne klonale Neoplasie der B-Lymphozyten. Obgleich seine Ätiologie bislang nicht abschließend geklärt ist, gilt Strahlenexposition als wahrscheinliche Ursache.<sup>96</sup> Es gilt als der häufigste Vertreter der sogenannten Non-Hodgkin-Lymphome, sowie als der häufigste primär die Knochen befallende Tumor überhaupt<sup>97</sup>. Die speziell von der B-Zellreihe der Lymphozyten ausgehende Entität zählt zu den niedrigmalignen Non-Hodgkin-Lymphomen (kurz: B-NHL), sie ist also durch einen „schwelenden“ Progress gekennzeichnet.<sup>98</sup> Gleichmaßen spricht sie daher auch nur sehr schlecht auf Chemotherapie an, weshalb ihre Prognose selbst unter optimaler Therapie äußerst schlecht ist.<sup>99</sup> Hierdurch gilt sie als die hämatologische Erkrankung mit dem schlechtesten Gesamt-Outcome.<sup>99</sup> Auf der Imbalance der physiologischen Zusammensetzung des Blutes (Dyskrasie) fußt die durchaus vielseitige Klinik des Multiplen Myeloms. So führt die klonale Vermehrung der maligne transformierten B-Plasmazellen einerseits zu einer diffusen Infiltration des Knochenmarks, woraus zwangsläufig eine Beeinträchtigung der hier entstehenden Zellreihen folgt.<sup>98</sup> Die gleichzeitig vermehrt anfallenden Produkte dieser B-Plasmazellen sind andererseits ein ebenso bestimmender Faktor seiner Pathologie. Nach der Infiltration des Knochenmarks beginnen die Plasmazellen nämlich meistens mit der Produktion monoklonaler Antikörper (auch als Paraprotein bezeichnet), beziehungsweise nur ihrer Leichtketten („Bence-Jones“). Dabei handelt es sich in über der Hälfte der Fälle um Multiple Myelome vom IgG-Typ, in jeweils etwa einem Viertel der Fälle dominiert die Sekretion von IgA, beziehungsweise nur der Leichtketten. Entitäten vom IgD-Typ, sowie gänzlich asekretorische Typen, sind äußerst selten.<sup>98</sup> Neben der Infiltration des Knochenmarks und der monoklonalen Produktion unphysiologischer Immunproteine, bewirken die B-Zellen zudem eine gezielte Stimulation der Osteoklasten und eine gleichzeitige Hemmung der Osteoblasten-Aktivität. Dies führt zum Auftreten multipler, für die Erkrankung typischer Osteolysen. In Deutschland hat das Multiple Myelom eine jährliche Inzidenz von ca. 5/100.000, wobei es gehäuft bei Männern ab dem 45. Lebensjahr auftritt. Zum Zeitpunkt der Diagnosestellung sind die meisten Patienten jedoch bereits etwa 70 Jahre alt.<sup>97</sup>

## 1.4.2 Kardinalsymptomatik und Klinik

Wie bereits im Einführungstext angedeutet, ist der klinische Verlauf des Multiplen Myeloms äußerst vielseitig. Die sogenannten „Ossermann-Kriterien“ geben die drei Kardinalsymptome der Erkrankung erklärend wieder:

### 1.4.2.1 Inzidenz monoklonaler Immunglobuline

Durch neues Auftreten monoklonaler Immunglobuline im Plasma lässt sich der erste Symptomkomplex darstellen. Diese führen zu einer Hyperviskosität des Blutes und begünstigen damit kardiovaskuläre Ereignisse.<sup>100</sup> Die Ablagerung unphysiologischer Paraproteine geht jedoch selbst mit multiplen Komplikationen einher. Als Häufigste ist die in bis zu 30% der Fälle auftretende „Myelomniere“ zu nennen, die durch den toxischen Effekt der Leichtketten auf die Nierentubuli im Rahmen einer sogenannte „Cast-Nephropathie“ auftritt.<sup>98</sup> Parenchymatöse Ablagerungen der Paraproteine können bei ca. 10% der Patienten im Rahmen einer AL-Amyloidose die Entstehung einer Herzinsuffizienz, sowie eine weitere Verschlechterung der Nierenfunktion begünstigen.<sup>101</sup>

### 1.4.2.2 Plasmazellinfiltration des Knochenmarks

Die Infiltration des Knochenmarks führt über eine Verdrängung der hämatopoetischen Stammzellen zu einer Verschiebung der Zellreihen, welche sich systemisch bemerkbar macht. Eine Einschränkung der myeloischen Zellreihen geht dabei mit klassischen Symptomen der Anämie (Blässe, Müdigkeit und Dyspnoe), sowie der für die Thrombopenie typischen hämorrhagischen Diathese einher. Die ebenso auf diese Art entstehende Leukopenie führt dabei in bis zu 90% der Patienten zu einem Antikörpermangelsyndrom mit krankhaft gesteigerter Infektanfälligkeit.<sup>102</sup>

### 1.4.2.3 Osteolytische Herde im Knochen

Durch die in 1.4.1 beschriebenen Mechanismen kommt es vor allem im Schädel und im Achsenskelett zur Entstehung multipler osteolytischer Herde. Hauptsymptome dieser typischen Läsionen sind Knochenschmerzen, pathologische Spontanfrakturen und durch Hyperkalzämie bedingte Folgekomplikationen.<sup>103</sup>

### 1.4.3 Diagnostik

Um die im letzten Abschnitt vorgestellten Kardinalsymptome zu diagnostizieren sind multimodale Schritte notwendig. Neben einer umfangreichen Anamnese und körperlichen Untersuchung bestehen diese hauptsächlich aus einer Knochenmarkpunktion (KM-Px), Labordiagnostik und Bildgebung.

#### 1.4.3.1 Labor und Histopathologie

Einen ersten laborchemischen Hinweis auf das Vorliegen eines Multiplen Myeloms bietet bereits der Nachweis einer beschleunigten Blutsenkungsgeschwindigkeit (BSG). Diese kann beim Multiplen Myelom nach einer Stunde durchaus über 100 mm liegen.<sup>98</sup> Ebenso hinweisend kann eine Proteinurie bei vermehrter Ausscheidung von Leichtketten über den Urin sein.<sup>104</sup> Auch Zeichen einer Zellreihenverschiebung lassen sich beispielsweise über eine im Blutbild sichtbare Anämie erheben. Beweisend sind jedoch die durch Knochenmarkspunktion nachgewiesene Infiltration durch Tumorzellen über 10%, sowie der labordiagnostische Nachweis typischer Paraproteine in Serum und Urin durch Immunfixation und Elektrophorese.<sup>98,105</sup> Vor allem im Serum gilt ein sogenannter „M-Gradient“ (also eine zusätzliche Hebung) im  $\beta$  – oder  $\gamma$  – Bereich als pathognomonisch:

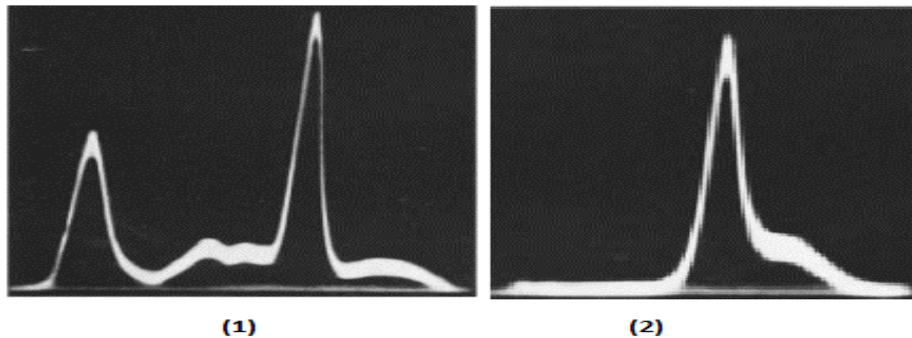


Abbildung 45: Bence-Jones- Elektrophorese: M-Gradient Serum (1) & Urin (2).<sup>106</sup>

#### 1.4.3.2 Bildgebung

Da das Multiple Myelom als der am häufigsten primär die Knochen befallende Tumor gilt, spielt die Bildgebung eine integrale Rolle in der Diagnostik. Als sensitivstes Verfahren hat sich hier die Low-Dose-CT gegen das früher übliche Pariser Röntgenschema durchgesetzt. Auch MRT und PET bieten heute jedoch Ansätze, um vor allem extramedulläre Herde und Tumoraktivität beurteilen zu können.<sup>103</sup>

### 1.4.3.3 Einteilung, Stadien, Verlauf und Prognose

Das Multiple Myelom kann in unterschiedliche Stadien mit jeweils unterschiedlichen prognostischen Aussagen zum medianen Überleben eingeteilt werden. Prinzipiell gilt zunächst klarzustellen, dass das Dogma der schrittweisen Progression einzelner B-Zell-Typen heute zugunsten eines Modells multilokulärer Evolution verschiedener Klone fallengelassen wurde.<sup>98</sup> Zunächst gilt die vorliegende Entität mit den im letzten Abschnitt vorgestellten Mitteln durch die von der International Myeloma Working Group im Jahr 2003 veröffentlichten Diagnosekriterien einzuteilen.<sup>96</sup> Besondere Abgrenzung muss hier vor allem zwischen der Monoklonalen Gammopathie unklarer Signifikanz („MGUS“), dem schwelenden Multiplen Myelom („smoldering MM“) und dem Vollbild („MM“) der Erkrankung erfolgen:

	Plasmazellen im Knochenmark	Monoklonale Gammopathie im Urin / Serum	Endorganschäden
MGUS	< 10 %	< 3 g/dL	Nein
Smoldering MM	> 10 %	> 3 g/dL	Nein
MM	> 10 %	> 3 g/dL	Ja

Tabelle 7: Einteilung MM.<sup>98,107</sup>

Zwischen der MGUS und dem smoldering MM wird hauptsächlich aufgrund des vorhandenen Grads der Infiltration des Knochenmarks durch B-Plasmazellen unterschieden.<sup>108</sup> Obwohl diese beiden Entitäten symptomarm bis symptomlos auftreten können, lässt sich hieraus jedoch ein erster prognostischer Wert ableiten. Während das MGUS mit einer Wahrscheinlichkeit von 1% pro Jahr in ein MM übergeht, liegt die Wahrscheinlichkeit für die Entwicklung des MM-Vollbildes beim smoldering MM bei bis zu 50% in 5 Jahren.<sup>108</sup> Das Vollbild der Erkrankung ist meist erst bei Vorliegen zusätzlicher Endorganschäden im Rahmen der sogenannten CRAB-Kriterien<sup>109</sup> erreicht:

	Bezeichnung	Erklärung
C	calcemia	Hyperkalzämie > 5,6 mg/dL (Gesamtkalzium)
R	renal insufficiency	Nierenfunktionsstörung, Kreatinin > 2 mg/dL
A	anemia	Anämie, Hb $\geq$ 2 mg/dL unter der Norm
B	bone lesions	Radiologischer Nachweis von Osteolysen

Tabelle 8: CRAB-Kriterien.<sup>98</sup>

In der deutlichen Mehrheit der Fälle verläuft die Erkrankung progredient, unter Behandlung kann aber meist eine Plateauphase (Remission) von individueller Dauer erreicht werden, in der eine Weiterbehandlung keinen Vorteil gegenüber einer Therapiepause bringt.<sup>109</sup> Im Falle eines Rezidivs muss die Behandlung jedoch unverzüglich wieder aufgenommen werden. Teilweise werden auch von vornherein therapierefraktäre Verläufe beobachtet.<sup>98</sup> Zur Verlaufs- und Remissionskontrolle erfolgt die Einteilung des multiplen Myeloms durch Durie und Salmon 1975 etablierte Stadien:

Kriterien	Stadium I	Stadium II	Stadium III
Tumorzellmasse	< 0,6x10 <sup>12</sup> /m <sup>2</sup>		> 1,2 x10 <sup>12</sup> /m <sup>2</sup>
Hb-Wert	> 10g/dL		< 8,5g/dL
Serum-Ca <sup>2+</sup>	Normal		Erhöht
Skelettstatus	Keine / solitäre Osteolyse	Zwischenstadium, weder die Kriterien von Stadium I noch von Stadium III werden vollständig erfüllt.	Fortgeschrittene Osteolysen
Serum-IgG	< 5g/dL		> 7g/dL
Serum-IgA	< 3g/dL		> 5g/dL
Urin-Leichtketten	< 4g/24h		> 12g/24h

Tabelle 9: Stadieneinteilung des MM nach Durie und Salmon.<sup>110</sup>

Um die Stadien jedoch um eine prognostische Komponente zu erweitern, wurde 2003 durch die International Myeloma Working Group ein weiteres Staging-System vorgestellt, das ISS (International Staging System). Eine 2015 veröffentlichte, überarbeitete Version dieses Systems ist mitsamt ihren prognostischen Vorhersagen zur medianen 5-Jahres-Überlebensrate in der folgenden Tabelle zusammengefasst:

Kriterien	Stadium I	Stadium II	Stadium III
Albumin	> 3,5 g/dL	> 3,5 g/dL	> 3,5 g/dL
β <sub>2</sub> -Mikroglobulin	< 3,5 mg/L		> 5,5 mg/L
LDH-Wert	Normal	Zwischenstadium, weder die Kriterien von Stadium I noch von Stadium III werden vollständig erfüllt.	Erhöht
Risikozytogenetik	Nicht vorhanden		Vorhanden
5-Jahre-Überlebensrate	82 %	62 %	40 %

Tabelle 10: Überarbeitetes intern. MM-Staging System (R-ISS), Palumbo et al.<sup>111</sup>

## 1.4.4 Therapie

### 1.4.4.1 Grundlagen

Eine medikamentöse Therapie ist bei asymptomatischen Patienten kontraindiziert, da hier die unerwünschten Arzneimittelwirkungen der eingesetzten Pharmaka ihren jeweiligen Nutzen überwiegen.<sup>112</sup> Aus diesem Grund hat sich in Phasen geringer Tumoraktivität eine sogenannte watch-and-wait Strategie etabliert. Insbesondere betrifft dies Patienten mit MGUS oder smoldering MM, die Strategie findet aber ebenso bei Patienten mit dem Vollbild eines Multiplen Myeloms Anwendung, die sich gegenwärtig in der Remissionsphase befinden.<sup>113</sup> Wie bereits in 1.4.3.3 beschrieben, wird die Aufnahme des Therapieschemas hauptsächlich nach dem Vorliegen und der Ausprägung der CRAB-Kriterien ausgerichtet. Die primäre Behandlung des MM erstreckt sich dabei unter anderem über folgende Stoffklassen – und Einzelsubstanzen:

Stoffklasse	Substanzen	Target
Glucocorticoide	Dexamethason, Prednisolon	Reduktion der Tumormasse
Alkylantien	Cyclophosphamid, Melphalan	Hemmung der DNA-Synthese
Anthracycline	Doxorubicin	Hemmung der DNA-Synthese
Immunmodulatoren	Thalidomid, Lenalidomid	Apoptoseinduktion und Hemmung der Angiogenese
Proteasom-Inhibitoren	Bortezomib	Apoptoseinduktion und Hemmung der Angiogenese
Hormone	Granulocytes-Colony Stimulant Factor (G-CSF), Plerixafor	Mobilisation hämatopoet. Stammzellen ins periphere Blut
	Erythropoetin (EPO)	Intensivierung der physiologischen Blutbildung

Tabelle 11: Pharmaka in der MM-Therapie.<sup>114</sup>

Zur supportiven Behandlung der typischen osteolytischen Herde kommen heutzutage systemisch vor allem Bisphosphonate wie Zoledronat, Alendronat und Etidronat, sowie die lokalisierte Radiatio zum Einsatz.

#### 1.4.4.2 Therapieregime

Wichtigstes Kriterium zur Auswahl eines adäquaten Therapieregimes ist, ob der Allgemeinzustand des MM-Patienten sowohl die Belastungen einer Hochdosis-Chemotherapie (HD-CT), als auch einer Stammzelltransplantation (SZ-Tx) rechtfertigt.<sup>113</sup> Ebenso muss berücksichtigt werden, ob der Patient zu Therapiebeginn unter oder über 75 Jahre alt ist, sowie ob gegebenenfalls verkomplizierende genetische Kofaktoren vorliegen.<sup>115</sup>

Erscheint ein MM-Patient nach diesen Kriterien geeignet, findet zunächst eine Induktionstherapie mit beispielsweise Dexamethason + Bortezomib + Doxorubicin oder Dexamethason + Bortezomib + Cyclophosphamid statt, durch die eine Stabilisation im Rahmen einer möglichst raschen Verkleinerung der Tumormasse, sowie der Normalisierung MM-typischer Komplikationen erfolgen soll. Während in der Vergangenheit beide Kombinationen als gleichwertig galten, hat sich heute aufgrund des geringeren Nebenwirkungsprofils, sowie der insgesamt besseren Ansprechrate die Induktion mit Cyclophosphamid durchgesetzt.<sup>116</sup>

Sodann erfolgt im nächsten Schritt die Mobilisation sich im Knochenmark befindender Stammzellen ins periphere Blut durch G-CSF, sowie gegebenenfalls Plerixafor. Hieran schließt sich eine Plasmapherese mit Entnahme einer ausreichenden Menge gesunder autologer Stammzellen an. Anschließend sollen durch eine HD-CT mit Melphalan alle im Patienten verbleibenden Blutzellen abgetötet werden. Die konsekutive SZ-Tx der vorher entnommenen autologen Stammzellen stellt in zwei bis vier Wochen die Hämatopoese des Patienten wieder her, eine Erhaltungstherapie ist nachfolgend lediglich mit Bortezomib oder Lenalidomid indiziert.

Ist ein Patient aufgrund seines Allgemeinzustandes oder seines Alters für die HD-CT ungeeignet, begrenzt sich das indizierte Therapieregime auf eine Dauerkombination aus Thalidomid + Lenalidomid oder Bortezomib + Glucocorticoid.

## 1.4.5 Erhöhung des Risikopotentials für MM-Patienten

### 1.4.5.1 Therapeutika

Maßgebende Aufgabe der MM-Therapie ist es, eine weitere Progression des Tumors und damit eine Eskalation der mit dem MM verbundenen Komplikationen frühzeitig zu erkennen (s. Abschnitt 1.4.3.3). Besonders wichtig ist es dabei, hyperkalzämische Krisen, die AL-Amyloidose, sowie eine Schädigung der Nierenfunktion möglichst gänzlich zu verhindern. Abzuwägen sind jedoch die mit Diagnostika und Therapeutika stets unweigerlich verbundenen Nebenwirkungsprofile. Insbesondere die zum Einsatz kommenden Zytostatika schädigen natürlich neben ihren eigentlichen Zielzellen auch physiologische Zellen des Körpers. Besonders anfällig hierfür sind sich schnell teilende Zellen wie zum Beispiel Schleimhäute. Reaktionen wie Mukositiden, Stomatitiden und Enterokolitiden und dermatologische Nebenwirkungen werden daher besonders häufig beobachtet.<sup>98</sup> Ebenso häufig stellt sich zudem eine Myelosuppression ein, die bei der bereits bestehenden Zellreihenverschiebung beim Multiplen Myelom unbedingt berücksichtigt werden muss. Nicht zuletzt verfügen die unterschiedlichen Stoffklassen und Einzelsubstanzen neben den allgemein durch ihren Einsatz zu erwartenden Wirkungen auch über spezielle Nebenwirkungsprofile. Im Rahmen eines behutsam angesetzten Therapieregimes ist die Kenntnis um potentiell durch die Bestandteile dieser Therapie zu erwartenden Schäden selbstverständlich unabdingbar. Die Nebenwirkungsprofile der wichtigsten Pharmaka der MM-Behandlung sind in der folgenden Tabelle aufgeführt:

Stoffklasse	Substanzen	Spezielle Adverse Effects
Alkylantien	Cyclophosphamid, Melphalan	Hyperurikämie, Hämorrhagische Zystitis
Anthracycline	Doxorubicin	Kardiotoxizität, Thromboembolische Ereignisse
Immunmodulatoren	Thalidomid, Lenalidomid	Periphere Neuropathie
Proteasom-Inhibitoren	Bortezomib	Periphere Neuropathie

Tabelle 12: Verschiedene spezielle Nebenwirkungsprofile der MM-Therapie.<sup>96,98,117,118</sup>

Ein letztes allgemeines Risiko der Zytostatika ist zudem letztendlich selbst Mutation und Karzinogenese. Besonders betroffen hiervon ist die Granulopoese, weshalb eine jede Chemotherapie als potentiell leukämogen anzusehen ist.<sup>119</sup>

#### 1.4.5.2 Diagnostika

Wie bereits in Abschnitt 1.4.3.3 dargestellt, geht dem Vollbild des Multiplen Myeloms in den meisten Fällen eine indolente Phase der MGUS, bzw. des smoldering MM voraus. Eine Diagnose erfolgt in diesem Stadium vielmehr als Zufallsdiagnose, denn zielgerichtet.<sup>97,108</sup> Sowohl in diesen symptomarmen Vorstadien, als auch in der Remissionsphase existiert aber ein konstantes Risiko der Tumorprogression. Da sich die Prognose ohne eine rasche Aufnahme der Therapie massiv verschlechtern kann, ist eine engmaschige Überwachung der Patienten essentiell.<sup>120</sup> Da in bis zu  $\frac{3}{4}$  der Patienten eine Tumorprogression mit dem Auftreten neuer Osteolysen verbunden ist, hat sich die CT-gestützte Kontrolle zum Goldstandard entwickelt.<sup>121</sup> Gegenüber dem offensichtlichen diagnostischen Nutzen dieser Untersuchung stehen jedoch zweifelsfrei die aus ihrer hohen Strahlenbelastung erwachsenden Folgerisiken im Fokus.<sup>122</sup> Speziell die im Rahmen dieser Abklärung eingesetzten Ganzkörper-CT-Untersuchungen bergen dabei ein nicht zu vernachlässigendes Potential für Folgeerkrankungen.<sup>11,66</sup> So gelten besonders die in den Abschnitten 1.1.2.2 und 1.1.2.3 bereits vorgestellten, durch ionisierende Strahlen entstehenden Wasserstoffradikale als Hauptakteure der Karzinogenese.<sup>123</sup> Selbstverständlich hat also vor jedem medizinischem Einsatz von Strahlung eine umfangreiche Gegenüberstellung des erhofften Nutzens gegen ihr inhärentes Risiko voranzugehen. Dennoch verbleibt selbst bei der größten Minimierung deterministischer Risiken noch immer ein stochastisches Risiko der Tumorentstehung (s. Abschnitt 1.1.2.3). Tatsächlich gelten dabei insbesondere Patienten die viele CT-Untersuchungen bekommen haben als besonders gefährdet.<sup>66</sup> Blickt man vergleichend auf das Hodgkin-Lymphom (HL), eine weitere hämatologische Erkrankung die mit CT-Diagnostik einhergeht, sind diesem Risiko in vergangenen Studien sogar bereits definitive Größen zugewiesen worden. So haben HL-Patienten eine Wahrscheinlichkeit von ca. 6% innerhalb von 5 Jahren an ihrem Lymphom zu versterben. Demgegenüber steht eine Mortalität von ca. 1%, innerhalb ihres gesamten Lebens an den Folgen eines durch wiederholte CT-Diagnostik induzierten Tumors zu versterben.<sup>123</sup> Bedenkt man, dass die altersstandardisierte weltweite MM-Inzidenz ca. 60% höher als die des HL ist, gibt dies durchaus Grund zur Sorge.<sup>124</sup>

## 1.5 Fragestellung und Ziel der Dissertation

Weltweit wird ein stetiger Anstieg der absoluten Anzahl an CT-Untersuchungen beobachtet. Dass es sich hierbei um ein strahlenintensives und dadurch zumindest nicht unbedenkliches Verfahren handelt, ist dabei mittlerweile hinlänglich bekannt. Insbesondere bei Patienten mit Multiplem Myelom sind regelmäßige Ganzkörper-CT-Untersuchungen unumgänglich, um einen gegebenenfalls stattfindenden Tumorprogress zeitnah behandeln zu können. Hierfür wird die Belastung der Patienten mit teilweise nicht unerheblichen Dosiswerten in Kauf genommen. Dies erhöht die Wahrscheinlichkeit Folgeschäden zu provozieren, wovon die Karzinogenese als besonders schwerwiegender Vertreter gilt. Die Reduktion der bei diesem Prozess übertragenen Strahlendosis stellt daher ein konstantes Forschungsinteresse dar. Gleichermaßen gilt aber zu berücksichtigen, dass die Strahlendosis der CT untrennbar mit der zu erwartenden Bildqualität zusammenhängt. Eine Dosisreduktion darf also höchstens in einem solchen Maße erfolgen, welches noch ein valides diagnostisches Ergebnis nach modernsten Standards zulässt.

Das Aufnahmeprotokoll CT-gestützter Ganzkörper-Stagings für Patienten mit einer Erkrankung aus dem Formenkreis des Multiplen Myeloms, änderte sich am Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie (IDIR) der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main in den vergangenen Jahren mehrere Male. Wie bereits in Kapitel 0 dargelegt, korreliert die applizierte Gesamtdosis vor allem mit dem effektiven Querdurchmesser des Untersuchungsobjekts. Da sich dieser bei einzigen Ganzkörper-Spiralaufnahme z.B. am zervikothorakalen Übergang in der Regel sprunghaft vergrößert, würde bei der heutzutage üblichen dynamischen Modulation des Röhrenstroms ein ebenso sprunghafter Anstieg der applizierten Dosis zu erwarten sein. Um dies zu umgehen, wird dieses Staging generell mit zwei getrennten Aufnahmesequenzen („Spiralen“) vollzogen, nämlich zunächst mit einer Aufnahme des Kopf-Hals-Bereiches („cCT/HWS“), sowie einer danach getrennt folgenden Spiralaufnahme des Körperstammes bis zu den Knien (Tho-Knie).

Bis zu diesem Zeitpunkt war ein sogenanntes Low-Dose-Protokoll mit sowohl für den Scanabschnitt cCT/HWS, als auch für den Abschnitt Tho-Knie fest eingestellter Beschleunigungsspannung von 120 kV, sowie automatischer Röhrenstrommodulation üblich gewesen. Im Januar 2017 wurde dieses Aufnahmeprotokoll an dem neuesten CT-Scanner des IDIR dahingehend geändert, dass bei verbleibender automatischer Röhrenstrommodulation fortan als feste Beschleunigungsspannung 150 kV gewählt wurde, sowie ein aus anderen Bereichen erprobter Zinnfilter (Sn) implementiert wurde. Vergangene Studien haben bereits gezeigt, dass der Einsatz eines der Röntgenröhre unmittelbar nachgeschalteten Zinnfilters in der Diagnostik von Strukturen hoher Eigenkontraste qualitativ hervorragende Ergebnisse bei gleichzeitig massiv reduzierter Gesamtdosis liefern kann.<sup>125</sup> Dabei soll der Anteil der Nutzstrahlen vergrößert werden, indem die weniger an der Bildgebung beteiligten Anteile des polychromatischen Röntgenstrahls weitgehend herausgefiltert werden.

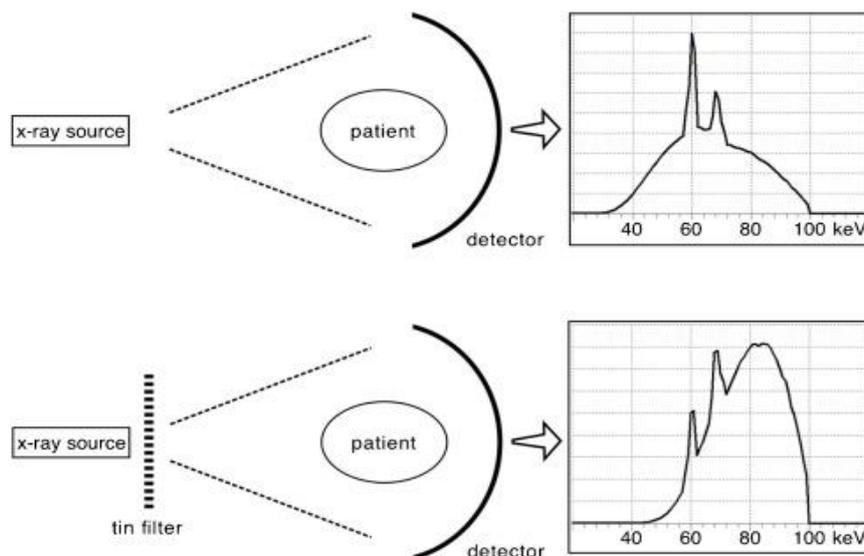


Abbildung 46: Auswirkung eines Sn-Filters auf die mittlere keV, hier bei 100 kV.<sup>126</sup>

Nach umfangreicher Darstellung der physikalischen und medizinischen Grundlagen lassen sich also folgende konkrete Fragestellungen ableiten:

1. Wie wirkt sich die Implementierung eines Zinnfilter-Protokolls auf die Bildqualität aus?
2. Wie viel Strahlendosis kann in der Ganzkörper-CT-Diagnostik bei Patienten mit multiplem Myelom hierdurch absolut eingespart werden?
3. Welcher klinische Nutzen ist von der Technologie zu erwarten?

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Studiendesign

Nach freundlicher Genehmigung durch die Ethikkommission der Universitätsklinik der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt durfte im Zeitraum vom 01.01.2000 bis zum 31.12.2017 nach einer passenden Studienpopulation gesucht werden. In diesem Zeitraum verfügte das IDIR über drei aktuelle CT-Scanner aus der SOMATOM-Familie. In die Studie eingeschlossen werden sollten dabei nur Patienten mit gesichertem Multiplen Myelom. Zudem sollten die einzuschließenden Patienten innerhalb des abgemachten Zeitraumes mindestens vier Staging-Untersuchung am IDIR erhalten haben. Diese vier Stagings sollten dabei an jedem der drei vorhandenen CT-Scanner nach dem Referenzprotokoll ( $120\text{ kV}$ ), sowie einmal zusätzlich am neusten Scanner nach dem Forschungsprotokoll ( $150\text{ kV} + Sn$ ) erfolgt sein. Anschließend an die retrospektive und monozentrische Bildung einer pseudonymisierten Studienpopulation, sollten aus dieser in drei Phasen Daten erhoben und ausgewertet werden:

1. Subjektive Bewertung der Bildqualität
2. Erhebung objektiver Daten
  - a. Biometrische Daten
  - b. Dosiswerte
  - c. Schwächungswerte
3. Statistische Auswertung

Es folgte eine intraindividuell vergleichende Gegenüberstellung der Datensätze, wobei das etablierte  $120\text{ kV}$ -Protokoll jeweils als Referenz gewertet wurde. Eine Beteiligung der Mitarbeiter des Instituts für Diagnostische und Interventionelle Radiologie erfolgte dabei nur an einzelnen Punkten der Datengewinnung und unter steter Verblindung.

## 2.2 Materialien und Hilfsmittel

### 2.2.1 Datenerhebung

#### 2.2.1.1 CT

Für die vorliegende Studie wurden drei aktuelle CT-Geräte aus der SOMATOM-Reihe der Firma Siemens Healthineers (Siemens Healthcare GmbH, Henkestraße 127, D-91052 Erlangen) verwendet:

- Das Somatom Definition AS („*Definition AS*“)
- Das Somatom Flash („*Flash*“)
- Das Somatom Force („*Force*“)

Diese haben jeweils folgende Spezifikationen:

	Definition AS	Flash	Force
Anzahl Detektorzeilen	128	256 (2 X 128)	384 (2 x 192)
Minimale Rotationszeit	0,15 s	0,28 s	0.25 s
kV steps		70, 80, 100, 120, 140 kV	70-150 kV (Zehnerschritte)
Maximale Scangeschwindigkeit		458 mm/s	737 mm/s

Tabelle 13: Herstellerangaben der SOMATOM Geräte.<sup>127-129</sup>

#### 2.2.1.1.1 Untersuchungsprotokoll

Wie bereits in Kapitel 2.1 erwähnt, sollte der Vergleich zwischen dem Referenzprotokoll (120 kV) und dem Studienprotokoll (150 kV + Sn) erfolgen. Die folgende Tabelle gibt dabei die Gemeinsamkeiten der Untersuchungsprotokolle wieder:

	Pitch	mAs-Referenz	Dosismodulation
cCT-HWS	0,5	60	semi
Tho-Knie	0,6		

Tabelle 14: Akquisitionsparameter

Die automatische Dosismodulation erfolgte über CareDose4D<sup>130</sup>, Siemens eigener Technologie.

### 2.2.1.1.2 Rekonstruktionsalgorithmen

In der folgenden Tabelle sind die zur Rekonstruktion der Rohdaten verwendeten Parameter aufgelistet:

	Zielstruktur	Schichtdicke	Kernel	Inkrement
cCT-HWS	Knochen	3 mm	Hr59	2 mm
	Weichteil	4 mm	Hr36	4 mm
Tho-Knie	Knochen	3 mm	Br59	2 mm
	Weichteil	5 mm	Br36	5 mm

Tabelle 15: Rekonstruktionsparameter

Die Rekonstruktion der Bilddaten erfolgte an den älteren Geräten jeweils durch gefaltete Rückprojektion (FBP), am *Force* durch ADMIRE<sup>131</sup>, Siemens eigener iterativer Rekonstruktionstechnologie. Da die älteren Rohdaten nicht mehr vorlagen, standen diese für eine etwaige Nachrekonstruktion nicht zur Verfügung.

### 2.2.1.2 Workstation (PACS)

Ausgewertet wurden alle Bilder an einer regulären Picture Archiving and Communications System (PACS) Workstation ("Centricity 4,2", General Electrics Healthcare, Milwaukee, Wisconsin) mit einem auf DICOM-Standard kalibriertem Befundungsmonitor (RadiForce RX240; Eizo, Ishikawa, Japan).

## 2.2.2 Auswertung

### 2.2.2.1 Tabellenkalkulation

Die tabellarische Listung der Daten wurde mithilfe von Microsoft Excel 16 (Microsoft Office Professional Plus 2016, © 2015 Microsoft Corporation) durchgeführt.

### 2.2.2.2 Statistik-Software

Zur Analyse der Daten wurde SPSS Statistics 25 (© 2017 IBM Corporation) verwendet.

### 2.2.3 Textverarbeitung

Die schriftliche Ausarbeitung erfolgte mit dem Programm Microsoft Word 16 (Microsoft Office Professional Plus 2016, © 2015 Microsoft Corporation).

## 2.3 Methoden

### 2.3.1 Datenerhebung

#### 2.3.1.1 Population

Die Erhebung von für die Studie relevanten Populationsdaten erfolgte im Rahmen der Identifikation passender Patienten nach den im Design festgelegten Kriterien im mit der Ethik-Kommission abgestimmten Zeitraum. Wichtige Daten waren hierbei zunächst das Geschlecht und das Patientenalter. Von Interesse waren ebenso jeweils ein effektiver Durchmesser der Halswirbelsäule (HWS), sowie des thorakolumbalen Übergangs (BWS/LWS). Der effektive Durchmesser entspricht jeweils dem arithmetischen Mittel von auf Höhe des Schildknorpels, beziehungsweise auf Höhe von BWK 10 gemessenen Durchmessern in der coronaren und der sagittalen Ebene.

#### 2.3.1.2 Subjektive Bewertung der Bildqualität

Da das Staging aus zwei Untersuchungsabschnitten bestand, erfolgte diese Beurteilung pro Patient auch jeweils getrennt für die Abschnitte cCT-HWS und Tho-Knie. Die Bewertungen selbst führten zwei unabhängige und dem Projekt fremde Radiologen („Rater“) des IDIR aus. In jeder Kategorie wurde dabei nach einer 5-Punkte-Likert-Skala nach folgendem Schema beurteilt:

Kategorien	Bewertungsschema
Beurteilbarkeit von Knochen	1 Mangelhaft
Beurteilbarkeit von Weichteil	2 Ausreichend
Abgrenzbarkeit von Osteolysen	3 Befriedigend
Bildqualität in Artefaktarealen	4 Gut
Gesamtbildqualität („Overall Image Quality“)	5 Sehr gut

Tabelle 16: Vorgehen bei der subjektiven Bewertung der Bildqualität

Um eine Befangenheit von vornherein möglichst auszuschließen, wurden die pseudonymisierten Bilddaten jedem dieser zwei Rater randomisiert und ohne Bezug zu den technischen Hintergrundinformationen des jeweiligen Aufnahmeprotokolls vorgelegt.

### 2.3.1.3 Objektive Beurteilung der Bildqualität

Für einen objektiven Vergleich der Bildqualität sollten von jedem Patienten zunächst Schwächungswerte in physiologisch möglichst ähnlich dichten Arealen erhoben werden. Diese Messungen erfolgten bei der Durchsicht der Bilddaten an der RIS/PACS-Workstation mit dem proprietären Region-of-Interest-Tool („ROI“).

Eine in ein Gewebe gelegte ROI ermittelt automatisch den durchschnittlich in ihr vorherrschenden HU-Wert, sowie die jeweils durchschnittliche Standardabweichung (SD) von diesem Wert. Um eine größtmögliche Vergleichbarkeit zu sichern, wurde dabei festgelegt, dass sich eine ROI stets nur auf das zu untersuchende Gewebe zu begrenzen hätte, eine Größe von wenigstens 2 cm<sup>2</sup> insgesamt jedoch nicht unterschreiten dürfe. Im Rahmen dieser Studie wurden ROI-Messungen insbesondere muskulärer Strukturen durchgeführt, da diese physiologisch ähnliche Dichtewerte besitzen und auf sie eintreffende Strahlen daher vergleichbar schwächen. Gleichzeitig wurde beachtet, dass allein aufgrund anatomischer Gegebenheiten manche Muskeln einer höheren natürlichen Belastung durch Artefakte ausgesetzt sind (siehe Kapitel 1.3.6). Um hierauf einzugehen, wurden ROI-Messungen von Muskeln in artefaktfreien, sowie in für Artefakten prädisponierten anatomischen Regionen durchgeführt. Die folgende Tabelle gibt dabei die jeweiligen Messorte wieder:

	Artefaktfrei	Artefaktareal
eCT-HWS	Musculus Trapezius	Musculus Subscapularis
Tho-Knie	Musculus Gluteus medius	Musculus Iliopsoas

Tabelle 17: ROI-Messorte für Muskeln

Um ein möglichst homogenes Bild zu erzeugen, wurden alle ROI-Messungen jeweils beidseits durchgeführt und die so erhobenen HU – und SD-Werte anschließend gemittelt. Zur übersichtlicheren Darstellung der so erhobenen Daten wurden diese gemittelten Werte nachfolgend als „Muskel (Artefaktfrei)“, sowie als „Muskel (Artefaktareal)“, bezeichnet.

Die gleichzeitig erhobene und gemittelte SD artefaktfreier Muskeln wurde in der vorliegenden Arbeit als standardmäßig vorhandenes Hintergrundrauschen (Bildpunktrauschen) gewertet (siehe Kapitel 1.3.4.2). Abschnitt 2.2.1.1.2 aufgreifend, wurden die vom Somatom *Force* stammenden Datensätze iterativ mittels der ADMIRE-Technologie rekonstruiert. Da diese auch das Hintergrundrauschen unterdrücken soll, wurden speziell in der Erhebung von objektiven Bilddaten der von diesem Gerät gespeisten Subgruppen Rekonstruktionen derselben ADMIRE-Stufe (3) verwendet. Aus den so erhobenen Werten sollte nach der oben beschriebenen Formel schlussendlich eine SNR ermittelt werden (siehe Kapitel 1.3.4.4).

### 2.3.1.4 Dosis-Daten

Der für die Studie wichtigste Dosisparameter war der CTDI (siehe Kapitel 1.3.7). Im IDIR wird dieser Wert standardmäßig bei jeder Untersuchung in Form eines sogenannten Patient Protocol, also einer zusätzlichen CT-Serie im DICOM-Format abgespeichert. Hier sind neben dem CTDI auch immer das DLP, die effektive mAs, sowie kV – Angaben zu finden. Die Erhebung dieser Werte konnte daher direkt im Rahmen der Identifizierung für die Studie geeigneter Patienten erfolgen.

Da der CTDI als Schicht-spezifischer Wert jedoch maßgeblich von den physischen Gegebenheiten des Patienten abhängt, sollte mit den sagittalen und coronaren Durchmessern zusätzlich das „Size Specific Dose Estimate“ (SSDE) bestimmt werden. Das SSDE beachtet den Patientendurchmesser und liefert daher einen genaueren Aufschluss über die applizierte Dosis, als die bloße Betrachtung des CTDI.<sup>132</sup> Eine Umrechnung sollte dann nach einer in vorherigen Studien getesteten Formel erfolgen:

- 1)  $f_{size} = a * e^{-b * (\sqrt{\text{sagittaler} * \text{coronarer Durchmesser}})}$
- 2) Da  $a = 3,7$  und  $b = 0,0367$   
 $SSDE = f_{size} * CTDI_{vol}$

Formel 12: Ermittlung der SSDE.<sup>133</sup>

### 2.3.2 Auswertung

Nach Absprache mit dem Institut für Biostatistik der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt sollten nicht-metrisch skalierte Daten (also nominale oder ordinale) prinzipiell durch die Angabe eines Medians und einer Spannweite beschrieben werden. Die Beschreibung metrisch skalierten Daten sollte zwar prinzipiell unter Angabe des Mittelwerts und der Standardabweichung erfolgen, sofern diese aber von einer Normalverteilung abweichen, muss auch hier auf Median und Spannweite zurückgegriffen werden.

Da alle inkludierten Patienten mit jedem Untersuchungsprotokoll untersucht wurden, handelt es sich bei den Vergleichen um intraindividuelle Vergleiche von Messwertwiederholungen. Um nachfolgend den richtigen Test auszuwählen, wurden die Datensätze zunächst mit dem Test nach Shapiro-Wilk auf Normalverteilung getestet. Hierbei wurde immer eine Variable über jeweils 4 Messwiederholungen getestet. Diese einzelnen Messwiederholungen wiesen teilweise jedoch unterschiedliche Verteilungen auf, daher wurden Variablen bei Vorliegen einer nicht-normalverteilten Messwiederholung generell als nicht-normalverteilt gewertet.

Normalverteilte Variablen wurden nachfolgend mittels einer ANOVA mit Messwertwiederholungen weiter analysiert. Für die resultierenden Signifikanzen wurde aus dem partiellen Eta-Quadrat eine Effektstärke nach Cohen berechnet. Nicht-normalverteilte Variablen wurden mit Friedmanns zweifaktorieller Varianzanalyse nach Rang bei verbundenen Stichproben mit Messwertwiederholungen analysiert. Für etwaige Signifikanzen wurde die Effektstärke nach Cohen aus den jeweiligen Z-Werten der Standardtest-Statistik berechnet.

Um eine Alphafehler-Kumulierung zu vermeiden, wurden die Signifikanzen nach der Bonferroni-Methode angepasst. Diese Korrektur wurde von SPSS automatisch vorgenommen, weshalb die resultierenden p-Werte gegen 0,05 geprüft werden durften. Ein  $p < 0,05$  galt bei entsprechender Korrektur als signifikant. Um das Maß der Übereinstimmung zwischen den zwei Ratern in der Bewertung der subjektiven Bildqualität zu ermitteln, wurden der Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman ( $\rho$ ) und Cohens Kappa ( $\kappa$ ) verwendet.

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Population

In dem mit der Ethikkommission vereinbarten Zeitraum waren insgesamt 40 Patienten zu erheben, die jeweils ein Staging in jeder Gruppe erhalten hatten. Von diesen 40 Patienten waren 28 weiblich (70%) und 12 männlich (30%).

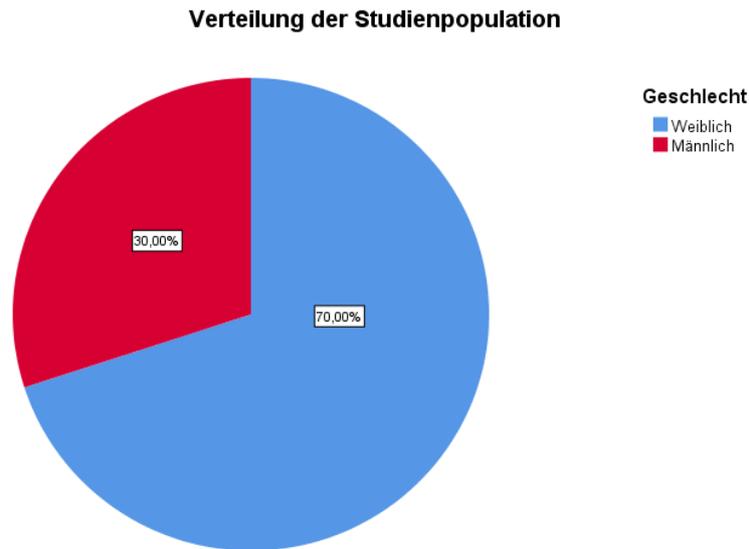


Abbildung 47: Übersicht über die Geschlechterverteilung der Studienpopulation.

Tabelle 18 gibt das Alter und die effektiven Querdurchmesser der in die Studie inkludierten Population wieder:

	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	p-Wert (overall)
Alter	60 (33-86)	58,5 (31-85)	60 (32-86)	61 (33-88)	≤ 0,0001
HWS, effektiver Durchmesser in cm	14,68 (13,67-15,06)	14,68 (13,62-15,61)	14,48 (13,00-17,30)	14,55 (13,26-15,82)	0,826
BWS, effektiver Durchmesser in cm	29,75 (13,67-15,06)	29,78 (29,67-29,92)	30,13 (27,45-32,65)	29,74 (29,58-29,86)	0,220

Tabelle 18: Übersicht über die Studienpopulation

Durch die Messwiederholungen unterschied sich das mediane Alter der einzelnen Gruppen zum Zeitpunkt der Untersuchung teilweise signifikant. Kein Unterschied zeigte sich zwischen den Gruppen 120 kV Definition AS und 120 kV Force ( $p = 1$ ), die restlichen Vergleiche waren jeweils signifikant ( $p \leq 0,0001$ ). Zwischen den erhobenen effektiven Durchmessern auf Höhe der HWS und der BWS gab es jedoch keine Unterschiede.

## 3.2 Subjektiver Vergleich der Bildqualität

### 3.2.1 Beurteilbarkeit von Knochen

Eine Übersicht über die subjektive Bewertung der Beurteilbarkeit von Knochen ist in der folgenden Grafik dargestellt.

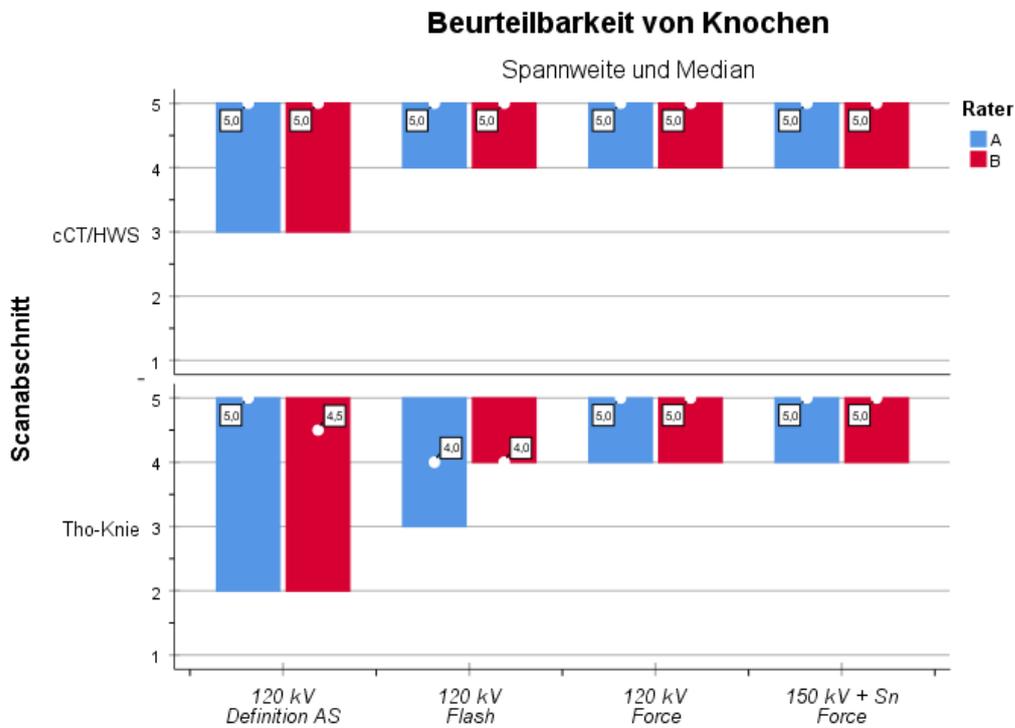


Abbildung 48: Übersicht subjektive Bewertung der Beurteilbarkeit von Knochen

Die Balken markieren jeweils die Spannweite der Bewertung, die Zahl in dem Balken zeigt den Median an. Die symmetrischen Maße und die wechselseitigen Signifikanzen nach Bonferroni-Korrektur werden auf den folgenden Seiten wiedergegeben.

### 3.2.1.1 cCT/HWS

Tabelle 19 zeigt die Bewertung der Beurteilbarkeit von Knochen im Untersuchungsabschnitt cCT/HWS durch die Rater, den Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman ( $\rho$ ) und Cohens Kappa ( $\kappa$ ):

	Deskriptive Statistik und symmetrische Maße				Overall
	Rater A	Rater B	Spearman's $\rho$	Cohens $\kappa$	$\bar{x}$
120 kV Definition AS	5 (3-5)	5 (3-5)	0,889	0,732	5 (3-5)
120 kV Flash	5 (4-5)	5 (4-5)	1	1	5 (4-5)
120 kV Force	5 (4-5)	5 (4-5)	0,840	0,828	5 (4-5)
150 kV + Sn Force	5 (4-5)	5 (4-5)	1	1	5 (4-5)

Tabelle 19: Deskriptive Statistik und symmetrische Maße: Beurteilbarkeit von Knochen (cCT/HWS)

Die Beurteilbarkeit von Knochen im Untersuchungsabschnitt cCT/HWS wurde in der Gruppe *120 kV Definition AS* bei starker Korrelation nach Spearman ( $\rho = 0,889$ ) und guter Übereinstimmung nach Cohen ( $\kappa = 0,732$ ) mit sehr gut (5; 3-5) bewertet. Die Gruppe *120 kV Flash* erzielte bei starker Korrelation und sehr guter Übereinstimmung ( $\rho = 1$ ,  $\kappa = 1$ ) ebenso eine sehr gute Bewertung (5; 4-5). Auch in der Gruppe *120 kV Force* wurden bei starker Korrelation ( $\rho = 0,840$ ) und sehr guter Übereinstimmung ( $\kappa = 0,828$ ) sehr gute Bewertungen erreicht (5; 4-5). In der Gruppe *150 kV + Sn Force* verhielt es sich ebenso (5; 4-5,  $\rho = 1$ ,  $\kappa = 1$ ). Der Vergleich der Signifikanzwerte zeigt, dass sich die subjektiven Bewertungen der Beurteilbarkeit von Knochen im Untersuchungsabschnitt cCT/HWS zwischen den einzelnen Gruppen nicht signifikant unterscheiden (Friedman-Test: Chi-Quadrat (3) = 7,412,  $p = 0,056$ ).

### 3.2.1.2 Tho-Knie

Die Bewertung der Beurteilbarkeit von Knochen im Untersuchungsabschnitt Tho-Knie, der Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman ( $\rho$ ) und Cohens Kappa ( $\kappa$ ) sind nachfolgend in Tabelle 20 dargestellt:

	Deskriptive Statistik und symmetrische Maße				Overall
	Rater A	Rater B	Spearman's $\rho$	Cohens $\kappa$	$\bar{x}$
120 kV Definition AS	5 (2-5)	4,5 (2-5)	0,938	0,918	5 (2-5)
120 kV Flash	4 (3-5)	4 (4-5)	0,967	0,902	4 (3-5)
120 kV Force	5 (4-5)	5 (4-5)	0,866	0,857	5 (4-5)
150 kV + Sn Force	5 (4-5)	5 (4-5)	0,840	0,828	5 (4-5)

Tabelle 20: Deskriptive Statistik und symmetrische Maße: Beurteilbarkeit von Knochen (Tho-Knie)

In der Körperspirale (Tho-Knie) wurde die Beurteilbarkeit von Knochen in der Gruppe *120 kV Definition AS* bei starker Korrelation nach Spearman ( $\rho = 0,938$ ) und sehr starker Übereinstimmung nach Cohen ( $\kappa = 0,918$ ) mit sehr gut (5, 2-5) bewertet. Die Gruppe *120 kV Flash* erzielte bei ebenso starker Korrelation nach Spearman ( $\rho = 0,967$ ) und sehr starker Übereinstimmung nach Cohen ( $\kappa = 0,902$ ) eine gute Bewertung (4; 3-5). In der Gruppe *120 kV Force* wurde die Beurteilbarkeit von Knochen als sehr gut (5; 4-5) bewertet. Die Korrelation nach Spearman war dabei stark ( $\rho = 0,866$ ), die Übereinstimmung zwischen den beiden Ratern sehr stark ( $\kappa = 0,857$ ). Auch hier verhielt es sich in der Gruppe *150 kV + Sn Force* ebenso (5; 4-5,  $\rho = 0,840$ ,  $\kappa = 0,828$ ).

Die nach der Bonferroni-Methode korrigierten p-Werte, sowie die aus den jeweiligen z-Werten der Teststatistik errechnete Effektstärke nach Cohen (1992) sind in Tabelle 21 aufgeführt:

	<i>p</i> -Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1992) <i>r</i>			
	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV <i>Force</i>	150 kV + Sn <i>Force</i>	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV <i>Force</i>	150 kV + Sn <i>Force</i>
120 kV Definition AS		1,000	0,163	0,081		0,082	0,349	0,390
120 kV Flash	1,000		0,038	0,017	0,082		0,431	0,472
120 kV <i>Force</i>	0,163	0,038		1,000	0,349	0,431		0,041
150 kV + Sn <i>Force</i>	0,081	0,017	1,000		0,390	0,472	0,041	

Tabelle 21: *p*-Werte und Effektstärke nach Cohen: Beurteilbarkeit von Knochen (Tho-Knie)

Die vergleichende Gegenüberstellung der Gruppen zeigt, dass sich die subjektiven Bewertungen der Beurteilbarkeit von Knochen im Untersuchungsabschnitt Tho-Knie signifikant unterscheiden (Friedman-Test: Chi-Quadrat (3) = 23,063;  $p = 0,056$ ): so fällt die Bewertung in der Gruppe *120 kV Flash* signifikant niedriger aus, als in den Gruppen *120 kV Force* und *150 kV + Sn Force* ( $z \geq -2,728$ ,  $p_{angepasst} \leq 0,038$ ). Dabei handelt es sich nach Cohen (1992) mit einem von  $r \geq 0,431$  um einen moderaten Effekt.

Die restlichen Vergleiche zeigen keine signifikanten Unterschiede.

### 3.2.2 Beurteilbarkeit von Weichteil

Abbildung 49 zeigt wieder die medianen Bewertungen der Beurteilbarkeit von Weichteil und die zugehörigen Spannweiten an.

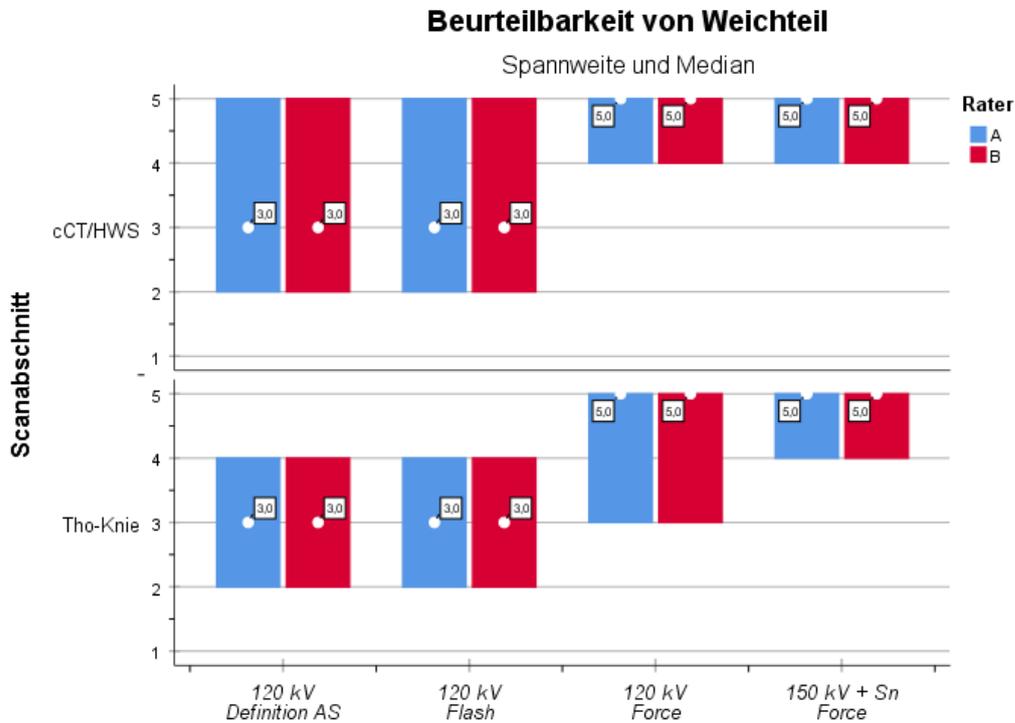


Abbildung 49: Übersicht subjektive Bewertung der Beurteilbarkeit von Weichteil

Auf den folgenden Seiten sind die deskriptive Statistik, die symmetrischen Maße, die wechselseitigen  $p$ -Werte nach Bonferroni-Korrektur und die jeweils zugehörigen Effektstärken dargestellt.

### 3.2.2.1 cCT-HWS

Tabelle 22 zeigt die Bewertung der Beurteilbarkeit von Weichteil im Untersuchungsabschnitt cCT-HWS, den Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman ( $\rho$ ) und Cohens Kappa ( $\kappa$ ):

	Deskriptive Statistik und symmetrische Maße				Overall
	Rater A	Rater B	Spearman's $\rho$	Cohens $\kappa$	$\bar{x}$
120 kV Definition AS	3 (2-5)	3 (2-5)	1	1	3 (2-5)
120 kV Flash	3 (2-5)	3 (2-5)	1	1	3 (2-5)
120 kV Force	5 (4-5)	5 (4-5)	0,866	0,857	5 (4-5)
150 kV + Sn Force	5 (4-5)	5 (4-5)	1	1	5 (4-5)

Tabelle 22: Beurteilbarkeit von Weichteil (cCT/HWS), deskriptive Statistik und symmetrische Maße.

Im Untersuchungsabschnitt cCT-HWS wurde die Beurteilbarkeit von Weichteil in der Gruppe *120 kV Definition AS* bei sehr starker Korrelation nach Spearman ( $\rho = 1$ ) und sehr starker Übereinstimmung nach Cohen ( $\kappa = 1$ ) als befriedigend (3, 2-5) bewertet, in der Gruppe *120 kV Flash* ebenso (3; 2-5,  $\rho = 1$ ,  $\kappa = 1$ ).

In der Gruppe *120 KV Force* wurde die Beurteilbarkeit von Weichteil als sehr gut befunden (5; 4-5), die Korrelation nach Spearman war dabei stark ( $\rho = 0,866$ ), die Übereinstimmung nach Cohen sehr stark ( $\kappa = 0,857$ ).

Auch in der Gruppe *150 kV + Sn Force* wurden bei starker Korrelation nach Spearman und sehr starker Übereinstimmung nach Cohen insgesamt sehr gute Bewertungen erzielt (5; 4-5,  $\rho = 1$ ,  $\kappa = 1$ ).

Tabelle 23 zeigt die nach der Bonferroni-Methode korrigierten p-Werte, sowie die aus den jeweiligen z-Werten der Teststatistik errechneten Effektstärken nach Cohen (1992):

	p-Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1992) r			
	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force
120 kV Definition AS		1,000	≤ 0,0001	≤ 0,0001		0,205	1,041	1,109
120 kV Flash	1,000		≤ 0,0001	≤ 0,0001	0,205		0,835	0,904
120 kV Force	≤ 0,0001	≤ 0,0001		1,000	1,041	0,835		0,068
150 kV + Sn Force	≤ 0,0001	≤ 0,0001	1,000		1,109	0,904	0,068	

Tabelle 23: Beurteilbarkeit von Weichteil (cCT-HWS), p-Werte und Effektstärke nach Cohen.

Die Ergebnisse der subjektiven Bewertung der Beurteilbarkeit von Weichteil im Untersuchungsabschnitt cCT/HWS unterscheiden sich signifikant (Friedman-Test: Chi-Quadrat (3) = 96,863;  $p \geq 0,0001$ ).

Nach der Dunn-Bonferroni-Korrektur lässt sich gegenüberstellend schlussfolgern, dass zwischen den Bewertungen der Gruppen *120 kV Definition AS* und *120 kV Flash* jeweils keine signifikanten Differenzen bestehen. Ebenso bestehen jeweils zwischen den Ergebnissen der beiden Gruppen *120 kV Force* und *150 kV + Sn Force* keine signifikanten Differenzen. Die Beurteilbarkeit von Weichteilen wurde jedoch in den beiden Gruppen *120 kV Definition AS* und *120 kV Flash* signifikant schlechter eingeschätzt, als in den beiden Gruppen *120 kV Force* und *150 kV + Sn Force* ( $z \leq -5,283$ ,  $p_{angepasst} \leq 0,0001$ ). Bei einer Effektstärke von  $r \geq 0,835$  handelt es sich hierbei um einen starken Effekt nach Cohen (1992).

### 3.2.2.2 Tho-Knie

Die Ergebnisse der subjektiven Bewertung der Beurteilbarkeit von Weichteil im Untersuchungsabschnitt Tho-Knie sind nachfolgend in Tabelle 24 aufgeführt, ebenso die Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman ( $\rho$ ) und Cohens Kappa ( $\kappa$ ):

	Deskriptive Statistik und symmetrische Maße				Overall
	Rater A	Rater B	Spearman's $\rho$	Cohens $\kappa$	$\bar{x}$
120 kV Definition AS	3 (2-4)	3 (2-4)	1	1	3 (2-4)
120 kV Flash	3 (2-4)	3 (2-4)	1	1	3 (2-4)
120 kV Force	5 (3-5)	5 (3-5)	0,895	0,867	5 (3-5)
150 kV + Sn Force	5 (4-5)	5 (4-5)	0,866	0,857	5 (4-5)

Tabelle 24: Beurteilbarkeit von Weichteil (Tho-Knie), deskriptive Statistik und symmetrische Maße.

Die Gruppe *120 kV Definition AS* erzielte in der Beurteilbarkeit von Weichteil in der Körperspirale („Tho-Knie“) befriedigende Ergebnisse (3; 2-4), bei jeweils identischen Ergebnissen zeigte sich eine starke Korrelation nach Spearman und eine sehr starke Übereinstimmung nach Cohen ( $\rho = 1$ ,  $\kappa = 1$ ). Gleiche Ergebnisse wurden in der Gruppe *120 kV Flash* erzielt (3; 2-4,  $\rho = 1$ ,  $\kappa = 1$ ).

Bei starker Korrelation nach Spearman und sehr starker Übereinstimmung nach Cohen wurde die Beurteilbarkeit der Weichteile der Körperspirale in der Gruppe *120 kV Force* als sehr gut befunden (5; 3-5,  $\rho = 0,895$ ,  $\kappa = 0,867$ ). Auch die Gruppe *150 kV + Sn Force* erzielte sehr gute Bewertungen in der Beurteilbarkeit von Weichteil (5; 4-5), wobei die Korrelation nach Spearman stark ( $\rho = 0,866$ ) und die Übereinstimmung nach Cohen sehr stark war ( $\kappa = 0,857$ ).

In Tabelle 25 sind die nach der Bonferroni-Methode korrigierten p-Werte, sowie die aus den jeweiligen z-Werten der Teststatistik errechneten Effektstärken nach Cohen (1992) aufgeführt:

	<i>p</i> -Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1992) <i>r</i>			
	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force
120 kV Definition AS		1,000	≤ 0,0001	≤ 0,0001		0,055	0,945	1,027
120 kV Flash	1,000		≤ 0,0001	≤ 0,0001	0,055		1	1,082
120 kV Force	≤ 0,0001	≤ 0,0001		1,000	0,945	1		0,082
150 kV + Sn Force	≤ 0,0001	≤ 0,0001	1,000		1,027	1,082	0,082	

**Tabelle 25: Beurteilbarkeit von Weichteil (Tho-Knie), p-Werte und Effektstärke nach Cohen.**

Auch im Untersuchungsabschnitt Tho-Knie unterscheiden sich die Ergebnisse der Beurteilbarkeit von Weichteil signifikant (Friedman-Test: Chi-Quadrat (3) = 94,320;  $p \geq 0,0001$ ).

Nach Korrektur durch die Dunn-Bonferroni-Methode zeigt sich auch hier, dass zwischen den Bewertungen der Gruppen *120 kV Definition AS* und *120 kV Flash* jeweils keine signifikanten Differenzen bestehen. Ebenso bestehen auch hier jeweils zwischen den beiden Gruppen *120 kV Force* und *150 kV + Sn Force* keine signifikanten Differenzen. Wie im Untersuchungsabschnitt cCT/HWS wurde die Beurteilbarkeit von Weichteil jedoch in den beiden Gruppen *120 kV Definition AS* und *120 kV Flash* signifikant schlechter eingeschätzt, als in den beiden Gruppen *120 kV Force* und *150 kV + Sn Force* ( $z \leq -5,976$ ,  $p_{angepasst} \leq 0,0001$ ). Bei einer Effektstärke von  $r \geq 0,954$  handelt es sich hierbei um einen starken Effekt nach Cohen (1992).

### 3.2.3 Abgrenzbarkeit von Osteolysen

Die subjektive Bewertung der Abgrenzbarkeit von Osteolysen ist in Abbildung 50 aufgeführt. Wie in den vorherigen Abschnitten stellt die Grafik wieder die Spannweite und den Median der jeweiligen Bewertungen dar.

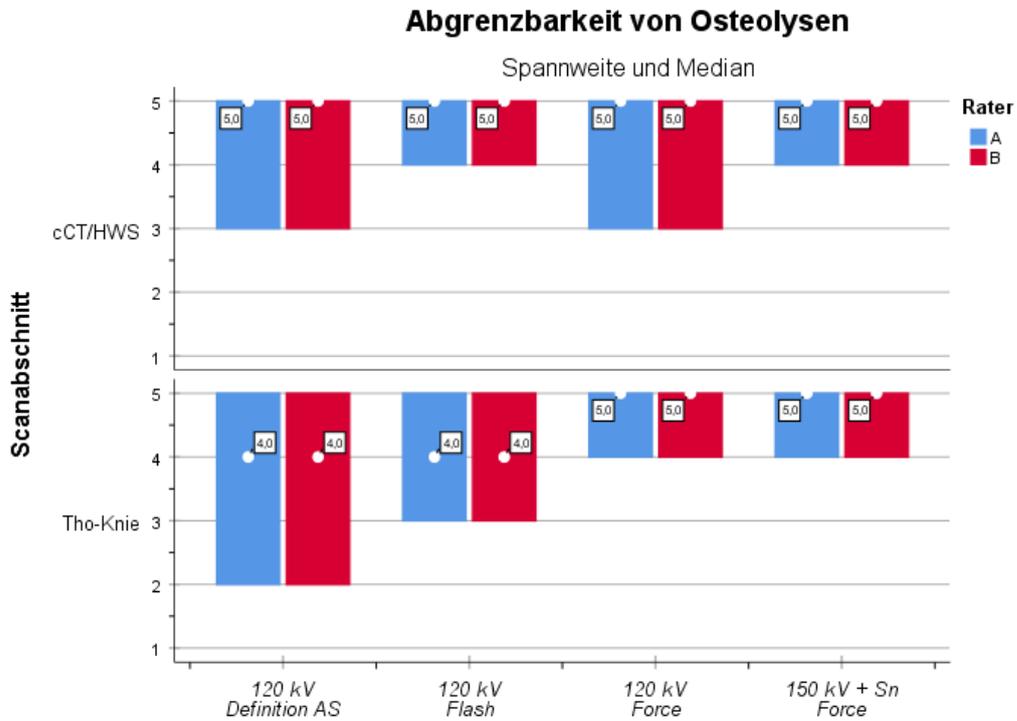


Abbildung 50: Übersicht subjektive Bewertung der Abgrenzbarkeit von Osteolysen

Eine Übersicht über die deskriptive Statistik, die symmetrischen Maße, die wechselseitigen  $p$ -Werte nach Bonferroni-Korrektur und die jeweils zugehörigen Effektstärken erfolgt wieder auf den folgenden Seiten.

### 3.2.3.1 cCT-HWS

Tabelle 26 bietet eine Übersicht über die Ergebnisse der subjektiven Bewertung der Abgrenzbarkeit von Osteolysen im Untersuchungsabschnitt cCT/HWS, sowie die Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman ( $\rho$ ) und Cohens Kappa ( $\kappa$ ):

	Deskriptive Statistik und symmetrische Maße				Overall
	Rater A	Rater B	Spearman's $\rho$	Cohens $\kappa$	$\bar{x}$
120 kV Definition AS	5 (3-5)	5 (3-5)	0,926	0,898	5 (3-5)
120 kV Flash	5 (4-5)	5 (4-5)	1	1	5 (4-5)
120 kV Force	5 (3-5)	5 (3-5)	0,896	0,882	5 (3-5)
150 kV + Sn Force	5 (4-5)	5 (4-5)	0,840	0,828	5 (4-5)

Tabelle 26: Abgrenzbarkeit von Osteolysen (cCT/HWS), deskriptive Statistik und symmetrische Maße.

Bei einer starken Korrelation nach Spearman und sehr starker Übereinstimmung nach Cohen erreichte die Gruppe *120 kV Definition AS* in der Abgrenzbarkeit von Osteolysen sehr gute Bewertungen (5; 3-5,  $\rho = 0,926$ ,  $\kappa = 0,898$ ). Auch die Gruppe *120 kV Flash* konnte in der Abgrenzbarkeit von Osteolysen sehr gute Ergebnisse erzielen (5; 3-5,  $\rho = 0,926$ ,  $\kappa = 0,898$ ). Ebenso verhielt es sich mit den beiden Gruppen *120 kV Force* (5; 3-5,  $\rho = 0,896$ ,  $\kappa = 0,822$ ) und *150 kV + Sn Force* (5; 4-5,  $\rho = 0,840$ ,  $\kappa = 0,828$ ).

Eine Darstellung über die nach der Bonferroni-Methode korrigierten p-Werte und die aus den jeweiligen z-Werten der Teststatistik errechnete Effektstärken nach Cohen (1992) bietet Tabelle 27:

	<i>p</i> -Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1992) <i>r</i>			
	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV <i>Force</i>	150 kV + Sn <i>Force</i>	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV <i>Force</i>	150 kV + Sn <i>Force</i>
120 kV Definition AS		0,500	1,000	0,846		0,274	0,123	0,233
120 kV Flash	0,500		1,000	1,000	0,274		0,151	0,041
120 kV <i>Force</i>	1,000	1,000		1,000	0,123	0,151		0,110
150 kV + Sn <i>Force</i>	0,846	1,000	1,000		0,233	0,041	0,110	

Tabelle 27: Abgrenzbarkeit von Osteolysen (cCT/HWS), p-Werte und Effektstärke nach Cohen.

Obwohl der Friedman-Test auf signifikante Differenzen zwischen den Gruppen hinweist, ist das Ergebnis schwierig zu interpretieren ( $\chi^2(3) = 9,269; p = 0,024$ ). So zeigen sich im post-hoc-Test nach Bonferroni-Korrektur keine eindeutigen Unterschiede mehr zwischen den Bewertungen der Gruppen ( $z \geq -1,732, p_{angepasst} \geq 0,5$ ). Auch eine Effektstärke nach Cohen (1992) von  $r \geq 0,274$  weist darauf hin, dass die Gruppe selbst nur einen schwachen Effekt in der Bewertung der Abgrenzbarkeit von Osteolysen im Scanabschnitt cCT/HWS ausmacht.

### 3.2.3.2 Tho-Knie

Die deskriptive Statistik, die Korrelation und die Übereinstimmung in der Bewertung der Abgrenzbarkeit von Osteolysen im Untersuchungsabschnitt Tho-Knie sind in Tabelle 28 aufgeführt:

	Deskriptive Statistik und symmetrische Maße				Overall
	Rater A	Rater B	Spearman's $\rho$	Cohens $\kappa$	$\bar{x}$
120 kV Definition AS	4 (2-5)	4 (2-5)	0,962	0,928	4 (2-5)
120 kV Flash	4 (2-5)	4 (2-5)	1	1	4 (2-5)
120 kV Force	5 (4-5)	5 (4-5)	0,733	0,733	5 (4-5)
150 kV + Sn Force	5 (4-5)	5 (4-5)	0,882	0,875	5 (4-5)

Tabelle 28: Abgrenzbarkeit von Osteolysen (Tho-Knie), deskriptive Statistik und symmetrische Maße.

Im Untersuchungsfeld Tho-Knie wurde die Abgrenzbarkeit von Osteolysen der Gruppe *120 KV Definition As* bei starker Korrelation nach Spearman und sehr starker Übereinstimmung nach Cohen insgesamt als gut bewertet (4; 2-5,  $\rho = 0,962$ ,  $\kappa = 0,928$ ). Jeweils mit einem Korrelationskoeffizienten nach Spearman von  $\rho = 1$  und Cohens  $\kappa = 1$  erzielte die Gruppe *120 kV Flash* in der Abgrenzbarkeit von Osteolysen ebenso gute Ergebnisse (4; 2-5). Die Gruppe *120 kV Force* erhielt bei starker Korrelation und beachtlicher Übereinstimmung sehr gute Bewertungen (5; 4-5,  $\rho = 0,733$ ,  $\kappa = 0,733$ ). Auch in der Gruppe *150 kv + Sn Force* wurde die Abgrenzbarkeit von Osteolysen insgesamt als sehr gut bewertet, hier jedoch wieder mit starker Korrelation nach Spearman ( $\rho = 0,882$ ) und sehr starker Übereinstimmung nach Cohen ( $\kappa = 0,875$ ).

In Tabelle 29 sind die nach der Bonferroni-Methode korrigierten p-Werte der post-hoc-Tests und die Effektstärke nach Cohen (1992) aufgeführt:

	p-Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1992) r			
	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force
120 kV Definition AS		1,000	0,002	0,006		0,055	0,575	0,520
120 kV Flash	1,000		0,006	0,019	0,055		0,520	0,465
120 kV Force	0,002	0,006		1,000	0,575	0,520		0,055
150 kV + Sn Force	0,006	0,019	1,000		0,520	0,465	0,055	

Tabelle 29: Abgrenzbarkeit von Osteolysen (Tho-Knie), p-Werte und Effektstärke nach Cohen.

Im Untersuchungsabschnitt Tho-Knie unterscheiden sich die Bewertungen der Abgrenzbarkeit von Osteolysen signifikant (Friedman-Test: Chi-Quadrat (3) = 32,687;  $p \geq 0,0001$ ). Die nach der Bonferroni-Methode korrigierten Signifikanzwerte der post-hoc-Tests legen dar, dass zwischen den beiden Gruppen *120 kV Definition AS* und *120 kV Flash* keine signifikanten Differenzen bestehen. Ebenso wenig gibt es signifikante Unterschiede zwischen den beiden Gruppen *120 kV Force* und *150 kV + Sn Force*. Die Bewertungen der beiden Gruppen *120 kV Definition AS* und *120 kV Flash* liegen jedoch signifikant unter den Gruppen *120 kV Force* und *150 kV + Sn Force* ( $z \leq -2,944$ ,  $p_{angepasst} \leq 0,019$ ). Bei  $r \geq 0,465$  entspricht dies einer moderaten Effektstärke nach Cohen (1992).

### 3.2.4 Bildqualität in Artefaktarealen

Eine Übersicht über die subjektiven Bewertungen der Bildqualität in Artefaktarealen bietet Abbildung 51, wobei hier wieder die Spannweiten und Mediane aufgeführt sind.

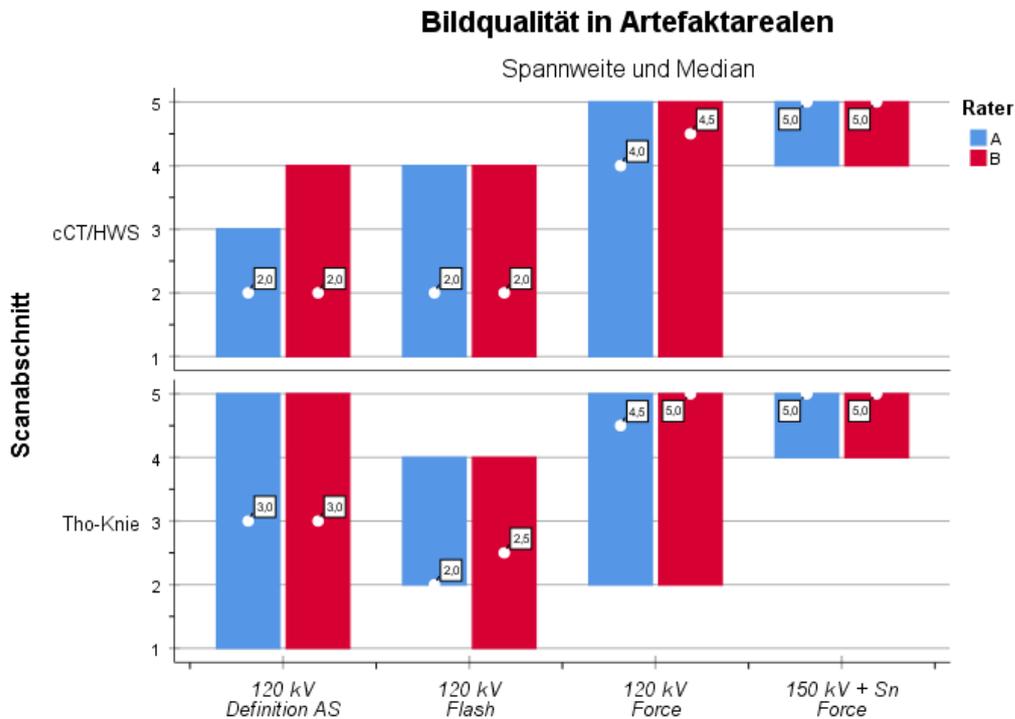


Abbildung 51 Übersicht subjektive Bewertung der Bildqualität in Artefaktarealen

Eine Darstellung der deskriptiven Statistik, der symmetrischen Maße, der wechselseitigen  $p$ -Werte nach Bonferroni-Korrektur und der jeweils zugehörigen Effektstärken ist wieder auf den folgenden Seiten dargestellt.

### 3.2.4.1 cCT/HWS

Tabelle 30 zeigt die Bewertung der Beurteilbarkeit von Knochen im Untersuchungsabschnitt cCT/HWS durch die Rater, den Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman ( $\rho$ ) und Cohens Kappa ( $\kappa$ ):

	Deskriptive Statistik und symmetrische Maße				Overall
	Rater A	Rater B	Spearman's $\rho$	Cohens $\kappa$	$\bar{x}$
120 kV Definition AS	2 (1-3)	2 (1-4)	0,924	0,779	2 (1-4)
120 kV Flash	2 (1-4)	2 (1-4)	0,911	0,780	2 (1-4)
120 kV <i>Force</i>	4 (1-5)	4 (1-5)	0,867	0,831	4 (1-5)
150 kV + Sn <i>Force</i>	5 (4-5)	5 (4-5)	0,866	0,857	5 (4-5)

Tabelle 30: Bildqualität in Artefaktarealen (cCT/HWS), deskriptive Statistik und symmetrische Maße.

In der Gruppe 120 kV Definition AS wurde die Bildqualität in Artefaktarealen im Untersuchungsabschnitt cCT/HWS insgesamt als ausreichend bewertet, wobei die Korrelation nach Spearman stark, die Übereinstimmung nach Cohen beachtlich war (2; 1-4,  $\rho = 0,924$ ,  $\kappa = 0,779$ ). Ebenso verhielt es sich in der Gruppe 120 kV Flash, auch hier wurde bei starker Korrelation nach Spearman und beachtlicher Übereinstimmung nach Cohen ein ausreichendes Gesamtergebnis erzielt (2; 1-4,  $\rho = 0,911$ ,  $\kappa = 0,780$ ). Die Bildqualität in Artefaktarealen wurde Gruppe 120 kV *Force* bei starker Korrelation und sehr starker Übereinstimmung insgesamt als gut bewertet (4; 1-5,  $\rho = 0,876$ ,  $\kappa = 0,831$ ). Die Gruppe 150 kV + Sn *Force* wurde als sehr gut befunden (5; 4-5), die Korrelation nach Spearman war hierbei stark ( $\rho = 0,866$ ), die Übereinstimmung nach Cohen sehr stark ( $\kappa = 0,857$ ).

Die nach der Bonferroni-Methode korrigierten p-Werte, sowie die aus den jeweiligen z-Werten der Teststatistik errechnete Effektstärke nach Cohen (1992) sind in Tabelle 31 aufgeführt:

	p-Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1992) r			
	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force
120 kV Definition AS		1,000	≤ 0,0001	≤ 0,0001		0,116	0,869	1,150
120 kV Flash	1,000		≤ 0,0001	≤ 0,0001	0,116		0,753	1,034
120 kV Force	≤ 0,0001	≤ 0,0001		0,455	0,869	0,753		0,281
150 kV + Sn Force	≤ 0,0001	≤ 0,0001	0,455		1,150	1,034	0,281	

Tabelle 31: Bildqualität in Artefaktarealen (cCT/HWS), p-Werte und Effektstärke nach Cohen.

Die vergleichende Gegenüberstellung der Gruppen zeigt, dass sich die subjektiven Bewertungen der Bildqualität in Artefaktarealen im Untersuchungsabschnitt cCT-HWS signifikant unterscheiden (Friedman-Test: Chi-Quadrat (3) = 84,844;  $p \leq 0,001$ ). Auch hier legen die post-hoc-Vergleiche wieder dar, dass jeweils zwischen den beiden Gruppen *120 kV Definition AS* und *120 kV Flash*, sowie zwischen *120 kV Force* und *150 kV + Sn Force* keine signifikanten Differenzen bestehen. Die Bewertungen der beiden erstgenannten Gruppen liegen hier jedoch ebenso signifikant unter den Ergebnissen der Gruppen *120 kV Force* und *150 kV + Sn Force* ( $z \leq -4,763$ ,  $p_{angepasst} \leq 0,0001$ ). Nach Cohen (1992) entspricht dies einem starken Effekt ( $r \geq 0,753$ ).

### 3.2.4.2 Tho-Knie

In Tabelle 32 sind die Bewertungen der Bildqualität in Artefaktarealen im Untersuchungsabschnitt Tho-Knie durch die Rater, die Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman ( $\rho$ ) und Cohens Kappa ( $\kappa$ ) aufgeführt:

	Deskriptive Statistik und symmetrische Maße				Overall
	Rater A	Rater B	Spearman's $\rho$	Cohens $\kappa$	$\bar{x}$
120 kV Definition AS	3 (1-5)	3 (1-5)	0,926	0,855	3 (1-5)
120 kV Flash	2 (2-4)	2,5 (1-4)	0,898	0,825	2 (1-4)
120 kV Force	4,5 (2-5)	5 (2-5)	0,863	0,825	5 (2-5)
150 kV + Sn Force	5 (4-5)	5 (4-5)	1	1	5 (4-5)

Tabelle 32: Bildqualität in Artefaktarealen (Tho-Knie), deskriptive Statistik und symmetrische Maße.

Bei starker Korrelation nach Spearman ( $\rho = 0,926$ ) und sehr starker Übereinstimmung nach Cohen ( $\kappa = 0,855$ ) wurde die Bildqualität in Artefaktarealen der Körperspirale in der Gruppe *120 kV Definition AS* als insgesamt befriedigend bewertet (3; 1-5). Die Gruppe *120 kV Flash* wurde bei ebenso starker Korrelation nach Spearman und sehr starker Übereinstimmung nach Cohen hierbei als ausreichend bewertet (2; 1-4,  $\rho = 0,898$ ,  $\kappa = 0,825$ ). Sowohl in der Gruppe *120 kV Force* (5; 2-5,  $\rho = 0,863$ ,  $\kappa = 0,825$ ), als auch in der Gruppe *150 kV + Sn Force* (5; 4-5,  $\rho = 1$ ,  $\kappa = 1$ ) wurde die Bildqualität in Artefaktarealen als jeweils sehr gut befunden.

Tabelle 33 bietet wieder eine Übersicht über die Bonferroni-korrigierten Signifikanzwerte des post-hoc-Tests und die zugehörige Effektstärke nach Cohen (1992):

	<i>p</i> -Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1992) <i>r</i>			
	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV <i>Force</i>	150 kV + Sn <i>Force</i>	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV <i>Force</i>	150 kV + Sn <i>Force</i>
120 kV Definition AS		0,500	≤ 0,0001	≤ 0,0001		0,274	0,657	0,958
120 kV Flash	0,500		≤ 0,0001	≤ 0,0001	0,274		0,931	1,232
120 kV <i>Force</i>	≤ 0,0001	≤ 0,0001		0,340	0,657	0,931		0,301
150 kV + Sn <i>Force</i>	≤ 0,0001	≤ 0,0001	0,340		0,958	1,232	0,301	

Tabelle 33: Bildqualität in Artefaktarealen (Tho-Knie), *p*-Werte und Effektstärke nach Cohen.

Auch hier zeigt der Friedman-Test, dass sich die subjektiven Bewertungen der Bildqualität in Artefaktarealen im Untersuchungsabschnitt Tho-Knie signifikant zwischen den untersuchten Gruppen unterscheiden ( $\text{Chi-Quadrat}(3) = 88,688; p \leq 0,001$ ). Wie im Untersuchungsabschnitt cCT-HWS zeigt die vergleichende Gegenüberstellung der angepassten Signifikanzwerte, dass sich die Bildqualität in Artefaktarealen zwischen den beiden Gruppen *120 kV Definition AS* und *120 kV Flash*, sowie zwischen den Gruppen *120 kV Force* und *150 kV + Sn Force* jeweils nicht signifikant unterscheiden. Auch hier liegen die Ergebnisse der beiden erstgenannten Gruppen jedoch signifikant unter denen der Gruppen *120 kV Force* und *150 kV + Sn Force* ( $z \leq -4,157, p_{\text{angepasst}} \leq 0,0001$ ). Die Effektstärke nach Cohen (1992) liegt bei  $r \geq 0,657$  und entspricht einem starken Effekt.

### 3.2.5 Overall Image Quality

Abbildung 52 zeigt die medianen subjektiven Bewertungen der Gesamtbildqualität („Overall Image Quality“) und die zugehörigen Spannweiten an:

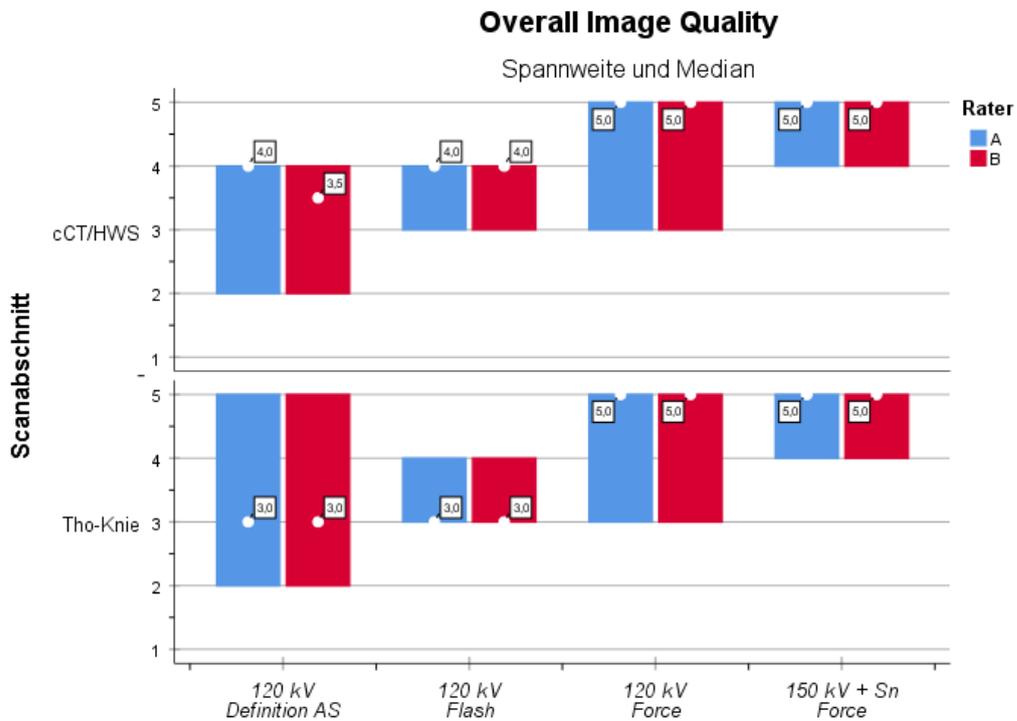


Abbildung 52: Übersicht subjektive Bewertung der Overall Image Quality.

Es erfolgt wieder die genaue Darstellung der deskriptiven Statistik, der symmetrischen Maße, der wechselseitigen  $p$ -Werte nach Bonferroni-Korrektur und der jeweils zugehörigen Effektstärken auf den folgenden Seiten.

### 3.2.5.1 cCT/HWS

Die deskriptive Statistik, die Korrelation und die Übereinstimmung in der Bewertung der Abgrenzbarkeit von Osteolysen im Untersuchungsabschnitt Tho-Knie sind in Tabelle 34 aufgeführt:

	Deskriptive Statistik und symmetrische Maße				Overall
	Rater A	Rater B	Spearman's $\rho$	Cohens $\kappa$	$\bar{x}$
120 kV Definition AS	4 (2-4)	4 (2-4)	0,901	0,822	4 (2-4)
120 kV Flash	4 (3-4)	4 (3-4)	1	1	4 (3-4)
120 kV Force	5 (3-5)	5 (3-5)	0,813	0,783	5 (3-5)
150 kV + Sn Force	5 (4-5)	5 (4-5)	1	1	5 (4-5)

Tabelle 34: Overall Image Quality (cCT/HWS), deskriptive Statistik und symmetrische Maße.

Bei jeweils starker Korrelation nach Spearman und sehr starker Übereinstimmung nach Cohen wurde die Overall Image Quality im Untersuchungsabschnitt cCT/HWS sowohl in der Gruppe *120 kV Definition AS* (4; 2-4,  $\rho = 0,901$ ,  $\kappa = 0,822$ ), als auch in der Gruppe *120 kV Flash* (4; 3-4,  $\rho = 1$ ,  $\kappa = 1$ ) jeweils insgesamt als gut bewertet. Die Bildqualität in Artefaktarealen wurde in der Gruppe *120 kV Force* bei starker Korrelation nach Spearman ( $\rho = 0,813$ ) und beachtlicher Übereinstimmung nach Cohen ( $\kappa = 0,783$ ) als sehr gut bewertet. Bei jeweils starker Korrelation nach Spearman und sehr starker Übereinstimmung nach Cohen in der Gruppe *150 kV + Sn Force* ebenso (5; 4-5;  $\rho = 1$ ,  $\kappa = 1$ ).

Tabelle 35 zeigt die wechselseitigen Signifikanzwerte der einzelnen Gruppen nach Korrektur mittels der Bonferroni-Methode, sowie die zugehörige Effektstärke nach Cohen (1992):

	<i>p</i> -Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1992) <i>r</i>			
	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV <i>Force</i>	150 kV + Sn <i>Force</i>	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV <i>Force</i>	150 kV + Sn <i>Force</i>
120 kV Definition AS		1,000	≤ 0,0001	≤ 0,0001		0,068	0,774	1,102
120 kV Flash	1,000		≤ 0,0001	≤ 0,0001	0,068		0,705	1,034
120 kV <i>Force</i>	≤ 0,0001	≤ 0,0001		0,226	0,774	0,705		0,329
150 kV + Sn <i>Force</i>	≤ 0,0001	≤ 0,0001	0,226		1,102	1,034	0,329	

Tabelle 35: Overall Image Quality (cCT/HWS), *p*-Werte und Effektstärke nach Cohen.

Die Gegenüberstellung der Signifikanzwerte zeigt, dass sich die subjektiven Bewertungen der Overall Image Quality im Untersuchungsabschnitt cCT-HWS signifikant unterscheiden (Friedman-Test: Chi-Quadrat (3) = 84,404;  $p \leq 0,001$ ). Keine Unterschiede gibt es dabei zwischen den Gruppen *120 kV Definition AS* und *120 kV Flash*. Ebenso die beiden Gruppen *120 kV Force* und *150 kV + Sn Force* zeigen hinsichtlich der Bewertung der Overall Image Quality keine signifikanten Differenzen. Hier liegen jedoch die Ergebnisse der beiden Gruppen *120 kV Definition AS* und *120 kV Flash* signifikant unter denen der beiden Gruppen *120 kV Force* und *150 kV + Sn Force* ( $z \leq -4,460$ ,  $p_{angepasst} \leq 0,0001$ ). Mit einer Effektstärke von  $r \geq 0,705$  entspricht dies einem starken Effekt nach Cohen (1992).

### 3.2.5.2 Tho-Knie

In Tabelle 36 sind die deskriptive Statistik, die Korrelation und die Übereinstimmung der Bewertung der Overall Image Quality im Untersuchungsabschnitt Tho-Knie aufgeführt:

	Deskriptive Statistik und symmetrische Maße				Overall
	Rater A	Rater B	<i>Spearman's</i> $\rho$	<i>Cohens</i> $\kappa$	$\bar{x}$
120 kV Definition AS	3 (1-5)	3 (1-5)	0,926	0,855	3 (1-5)
120 kV Flash	2 (2-4)	2,5 (1-4)	0,898	0,825	2 (1-4)
120 kV Force	4,5 (2-5)	5 (2-5)	0,863	0,825	5 (2-5)
150 kV + Sn Force	5 (4-5)	5 (4-5)	1	1	5 (4-5)

Tabelle 36: Overall Image Quality (Tho-Knie), deskriptive Statistik und symmetrische Maße.

Mit einer starken Korrelation nach Spearman ( $\rho = 0,926$ ) und einer sehr starken Übereinstimmung nach Cohen ( $\kappa = 0,855$ ) wurde die Overall Image Quality der Gruppe *120 kV Definition AS* im Untersuchungsabschnitt Tho-Knie als insgesamt befriedigend (3;1-5) bewertet. In der Gruppe *120 kV Flash* wurde die Overall Image Quality als ausreichend bewertet, die Korrelation nach Spearman und die Übereinstimmung nach Cohen waren hier ebenso stark und sehr stark (2; 1-4,  $\rho = 0,898$ ,  $\kappa = 0,825$ ). Ebenso verhielten sich die Korrelation nach Spearman und die Übereinstimmung nach Cohen in der Gruppe *120 KV Force*, wobei die Overall Image Quality als sehr gut bewertet wurde (5; 2-5,  $\rho = 0,863$ ,  $\kappa = 0,825$ ). Bei starker Korrelation nach Spearman ( $\rho = 1$ ) und vollständiger Übereinstimmung nach Cohen ( $\kappa = 1$ ) erreichte die Gruppe *150 kV + Sn Force* eine sehr gute subjektive Bewertung (5; 4-5).

Zuletzt zeigt Tabelle 37 wieder die wechselseitigen Signifikanzlevel des post-hoc-Tests nach Korrektur durch die Bonferroni-Methode, sowie die zugehörigen Effektstärken an:

	<i>p</i> -Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1992) <i>r</i>			
	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV <i>Force</i>	150 kV + Sn <i>Force</i>	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV <i>Force</i>	150 kV + Sn <i>Force</i>
120 kV Definition AS		1,000	≤ 0,0001	≤ 0,0001		0,055	0,815	1,020
120 kV Flash	1,000		≤ 0,0001	≤ 0,0001	0,055		0,869	1,075
120 kV <i>Force</i>	≤ 0,0001	≤ 0,0001		1,000	0,815	0,869		0,205
150 kV + Sn <i>Force</i>	≤ 0,0001	≤ 0,0001	1,000		1,020	1,075	0,205	

Tabelle 37: Overall Image Quality (Tho-Knie), *p*-Werte und Effektstärke nach Cohen.

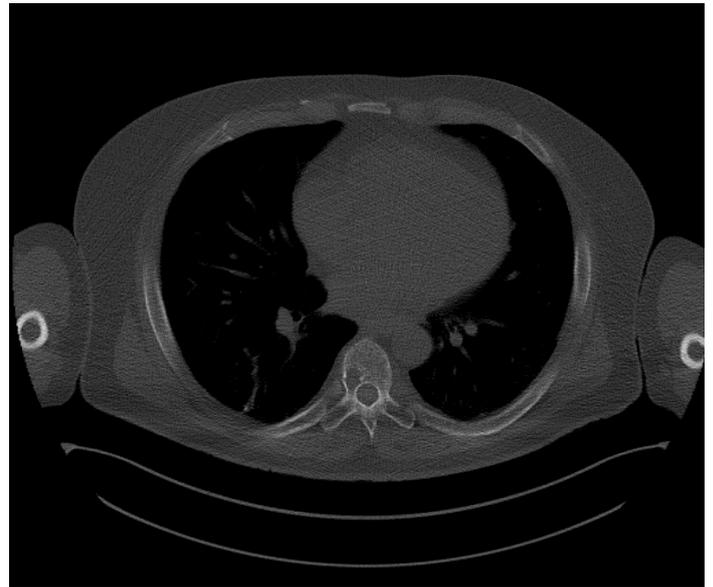
Hier zeigt der Friedman-Test, dass es hinsichtlich der Bewertung der Overall Image Quality signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen gibt (Chi-Quadrat (3) = 87,430;  $p \leq 0,001$ ). Die nach der Bonferroni-Methode korrigierten Signifikanzlevel legen dabei dar, dass zwischen den beiden Gruppen *120 kV Definition AS* und *120 kV Flash* keine signifikanten Differenzen bestehen, ebenso wenig zwischen den beiden Gruppen *120 kV Force* und *150 kV + Sn Force*. Die Ergebnisse der beiden erstgenannten Gruppen unterscheiden sich jedoch signifikant von den Ergebnissen der beiden Gruppen *120 kV Force* und *150 kV + Sn Force* ( $z \leq -5,153$ ,  $p_{angepasst} \leq 0,0001$ ). Bei einer Effektstärke nach Cohen (1992) von  $r \geq 0,815$  entspricht dies einem starken Effekt.

### 3.2.6 Bildbeispiel

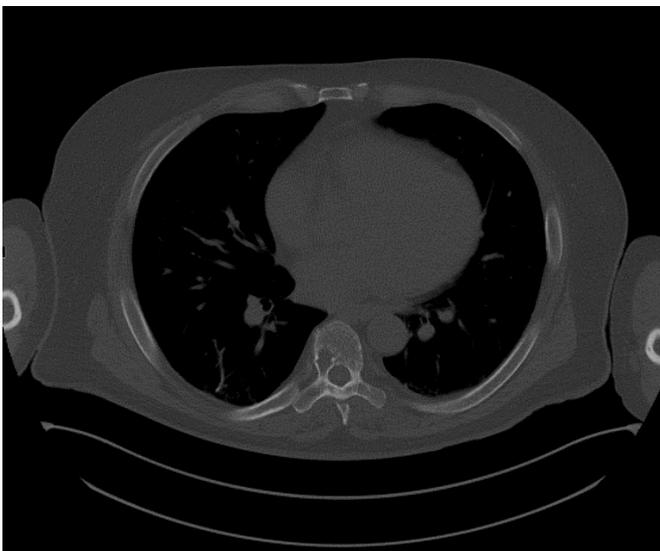
Anbei ist dieselbe Höhe (in Z-Richtung) eines Patienten in allen vier Gruppen dargestellt.



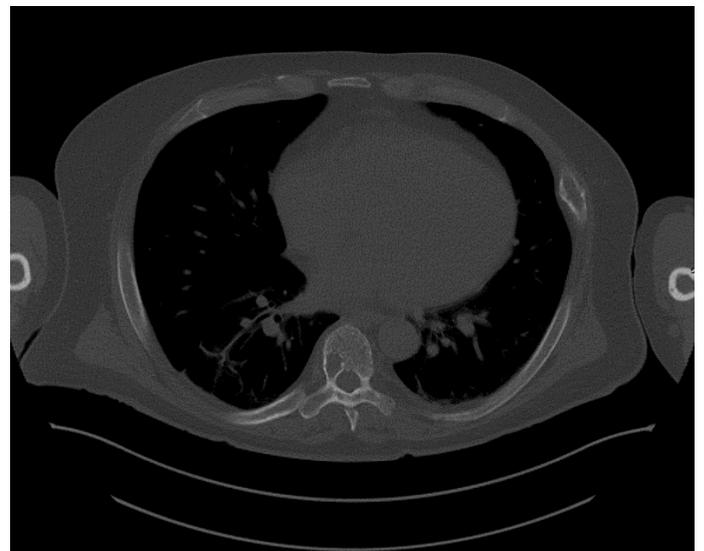
120 kV Definition AS



120 kV Flash



120 kV Force



150 kV + Sn Force

Abbildung 53: Bildbeispiele subjektive Bildqualität

Sichtbar sind hier v.a. die nachlassenden Artefakte, die verbesserte Abgrenzbarkeit der Wirbelkörper-Osteolyse und die generell verbesserte Bildqualität.

### 3.3 Objektiver Vergleich der Bildqualität

#### 3.3.1 Schwächungswerte von Muskeln

Abbildung 54 zeigt die gemessenen Schwächungswerte von Muskeln in artefaktfreien und von Artefakten beladenen Arealen:

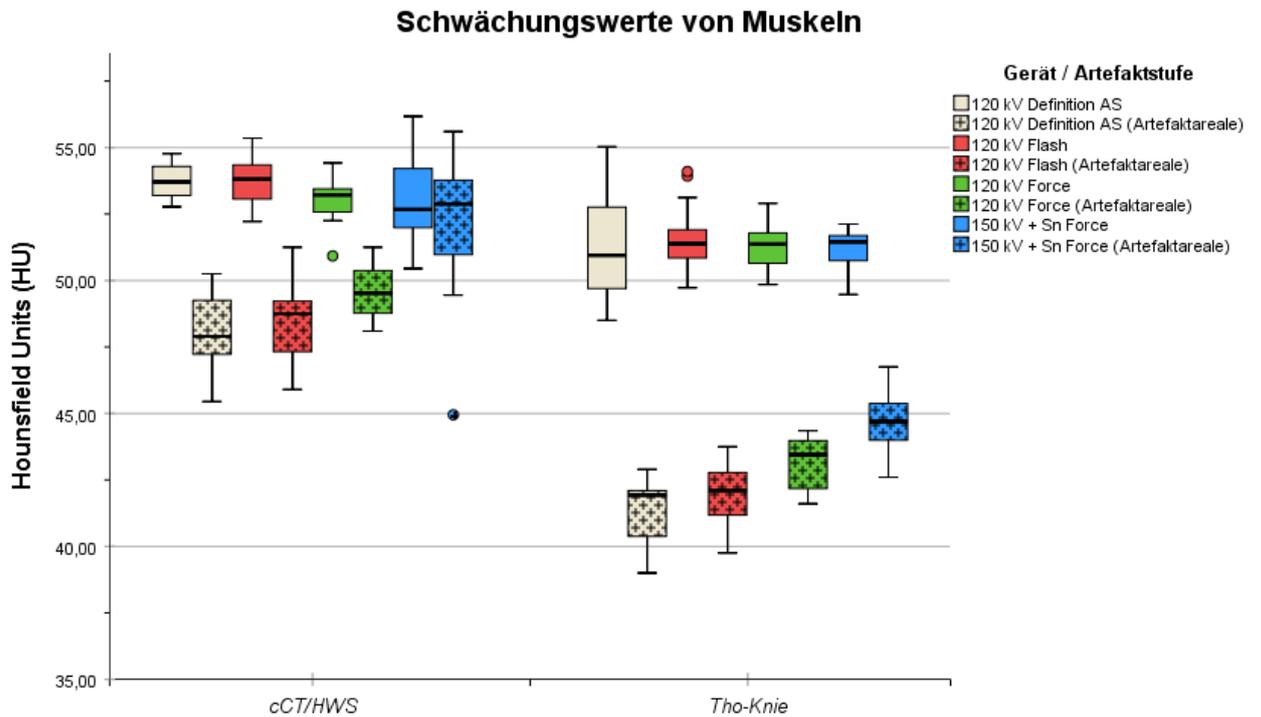


Abbildung 54: Schwächungswerte von Muskeln

Eine Übersicht über die einzelnen Mittelwerte und etwaige Signifikanzen folgt auf den nächsten Seiten.

### 3.3.1.1 cCT/HWS

Tabelle 38 führt die gemessenen Mittelwerte der Schwächungswerte von Muskeln in artefaktfreien Arealen auf, die wechselseitigen Signifikanzen nach Bonferroni-Korrektur und die Effektstärke nach Cohen (1988):

	Deskriptive Statistik		p-Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1988)
	Mittelwert	Standard- Abweichung	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	
120 kV Definition AS	53,7138	0,59838		1,0000	0,0503	0,7935	
120 kV Flash	53,8113	0,92019	1,0000		0,1866	0,2683	0,37
120 kV Force	53,0725	0,77493	0,0503	0,1866		1,0000	
150 kV + Sn Force	53,0775	1,58074	0,7935	0,2683	1,0000		

Tabelle 38: Schwächungswerte von artefaktfreien Muskeln (cCT/HWS), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.

Die Gruppe *120 kV Flash* ( $\bar{X} = 53,81 \pm 0,92$  HU) hatte den insgesamt höchsten Schwächungswert von Muskeln. Der zweithöchste Wert wurde in der Gruppe *120 kV Definition AS* erzielt ( $\bar{X} = 53,71 \pm 0,6$  HU). An dritter Stelle folgte die Gruppe *150 kV + Sn Force* ( $\bar{X} = 53,08 \pm 1,58$  HU). Der insgesamt niedrigste Schwächungswert von

Muskeln wurde in der Gruppe *120 kV Force* ( $\bar{X} = 53,07 \pm 0,77$  HU) gemessen. Die bei fehlender Sphärizität (Mauchly-W (0,4742),  $p = 0,0216$ ,  $\epsilon = 0,669$ ) nach Greenhouse-Geisser korrigierte Varianzanalyse mit Messwiederholungen legte dar, dass der Schwächungswert von artefaktfreien Muskeln im Scanabschnitt cCT/HWS innerhalb der Gesamtstichprobe keine signifikanten Differenzen zeigt.

Die deskriptive Statistik der Schwächung von Muskeln in Artefaktarealen ist in Tabelle 39 aufgeführt, ebenso die wechselseitigen Signifikanzlevel nach Korrektur mittels der Bonferroni-Methode und die zugehörige Effektstärke nach Cohen (1988):

	Deskriptive Statistik		p-Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1988)
	Mittelwert	Standard- Abweichung	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	
120 kV Definition AS	48,0950	1,49445		1,0000	0,0052	≤ 0,0001	
120 kV Flash	48,3975	1,36271	1,0000		0,0065	≤ 0,0001	
120 kV Force	49,6200	0,95330	0,0052	0,0065		0,0026	1,16
150 kV + Sn Force	52,2075	2,40582	≤ 0,0001	≤ 0,0001	0,0026		

Tabelle 39: Schwächungswerte von Muskeln in Artefaktarealen (cCT/HWS), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.

Wie hier aufgeführt, wurde in der Gruppe *150 kV + Sn Force* der insgesamt höchste Schwächungswert gemessen ( $\bar{X} = 52,21 \pm 2,41$  HU). Der zweithöchste Wert wurde in der Gruppe *120 kV Force* erzielt ( $\bar{X} = 49,62 \pm 0,95$  HU). Die Gruppe *120 kV Flash* folgte an dritter Stelle ( $\bar{X} = 48,4 \pm 1,36$  HU). Der insgesamt niedrigste Schwächungswert von Muskeln in Artefaktarealen wurde in der Gruppe *120 kV Definition AS* gemessen ( $\bar{X} = 48,1 \pm 1,49$  HU). Zur weiterführenden Analyse der Schwächungswerte von Muskeln in Artefaktarealen im Scanabschnitt cCT/HWS wurde eine Varianzanalyse mit Messwiederholung durchgeführt, bei fehlender Sphärizität (Mauchly-W (0,4461),  $p = 0,0139$ ,  $\epsilon = 0,651$ ) unter Korrektur nach Greenhouse-Geisser. Hierbei wurde deutlich, dass der Schwächungswert von Muskeln in Artefaktarealen im Scanabschnitt cCT/HWS maßgeblich von der Wahl des Untersuchungsprotokolls abhängt ( $F(1,9529, 37,1043) = 25,54$ ,  $p \leq 0,0001$ , partielles  $\eta^2 = 0,5734$ ). So werden in der Gruppe *150 kV + Sn Force* auch in Artefaktarealen signifikant höhere HU-Werte gemessen, als in den anderen Gruppen ( $p \geq 0,0026$ ). Doch auch die Gruppe *120 kV Force* liefert in Artefaktarealen signifikant höhere HU-Werte als die Gruppen *120 kV Flash* und *120 kV Definition AS* ( $p \leq 0,0001$ ). Zwischen den beiden letztgenannten Gruppen besteht kein signifikanter Unterschied. Die Effektstärke nach Cohen (1988) liegt bei  $f = 1,16$  und entspricht einem starken Effekt.

### 3.3.1.2 Tho-Knie

Die Auswertung fußt wieder auf einer deskriptiven Statistik der Schwächung von artefaktfreien Muskeln, den wechselseitigen Signifikanzlevel nach Bonferroni-Korrektur und der zugehörige Effektstärke nach Cohen. Diese sind in Tabelle 40 dargestellt:

	Deskriptive Statistik		p-Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1988)
	Mittelwert	Standard- Abweichung	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	
120 kV Definition AS	51,3563	1,87021		1,0000	1,0000	1,0000	
120 kV Flash	51,5475	1,13991	1,0000		1,0000	1,0000	
120 kV Force	51,3150	0,82120	1,0000	1,0000		1,0000	0,12
150 kV + Sn Force	51,1925	0,74847	1,0000	1,0000	1,0000		

Tabelle 40: Schwächungswerte von artefaktfreien Muskeln (Tho-Knie), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.

Eine bei fehlender Sphärizität (Mauchly-W (0,4385),  $p = 0,0123$ ,  $\varepsilon = 0,6539$ ) nach Greenhouse-Geisser angepasste Anova mit Messwertwiederholungen und Bonferroni-Korrektur legt dar, dass hinsichtlich der erhobenen Schwächungswerte artefaktfreier Muskeln zwischen den einzelnen Gruppen keine signifikanten Unterschiede bestehen ( $F(1,96, 37,27) = 0,29$ ,  $p = 0,75$ , partielles  $\eta^2 = 0,5734$ ).

Die deskriptive Statistik der Schwächung von artefaktbeladenen Muskeln im Untersuchungsabschnitt Tho-Knie, die nach der Bonferroni-Methode korrigierten Signifikanzen und die zugehörige Effektstärke nach Cohen (1988) sind in Tabelle 41 dargestellt:

	Deskriptive Statistik		p-Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1988)
	Mittelwert	Standard- Abweichung	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	
120 kV Definition AS	41,3200	1,20682		0,4206	0,0019	≤ 0,0001	1,40
120 kV Flash	42,0275	1,04849	0,4206		0,0138	≤ 0,0001	
120 kV Force	43,1550	0,93484	0,0019	0,0138		≤ 0,0001	
150 kV + Sn Force	44,7025	1,03218	≤ 0,0001	≤ 0,0001	≤ 0,0001		

**Tabelle 41: Schwächungswerte von Muskeln in Artefaktarealen (Tho-Knie), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.**

Die unter Annahme der Sphärizität (Mauchly-W (0,671),  $p = 0,2159$ ) durchgeführte Varianzanalyse mit Messwiederholung zeigt, dass der Schwächungswert von Muskeln in Artefaktarealen im Scanabschnitt Tho-Knie maßgeblich von der Gruppe abhängt ( $F(3, 57) = 37,04$ ,  $p \leq 0,0001$ , partielles  $\eta^2 = 0,661$ ). Zwischen den beiden Gruppen mit den niedrigsten Schwächungswerten, *120 kV Definition AS* ( $\bar{X} = 41,32 \pm 1,21$  HU) und *120 kV Flash* ( $\bar{X} = 42,03 \pm 1,05$  HU) bestehen keine signifikanten Differenzen. Mit durchschnittlich  $43,2 \pm 0,94$  HU liegt die Gruppe *120 kV Force* jedoch signifikant über diesen beiden Gruppen ( $p \leq 0,0138$ ). Die Gruppe *150 kV + Sn Force* bietet in signifikanter Differenz den insgesamt höchsten Wert im Untersuchungsfeld bei einer mittleren Schwächung von  $44,7 \pm 1,03$  HU. Bei einer Effektstärke nach Cohen (1988) von  $f = 1,40$  entsprechen diese Signifikanzschritte einem starken Effekt.

### 3.3.2 Bildpunktrauschen

Das gemessene Bildpunktrauschen von Muskeln in von Artefakten freien Abschnitten, sowie in Arealen vermehrten Auftretens von Artefakten, ist in Abbildung 55 dargestellt.

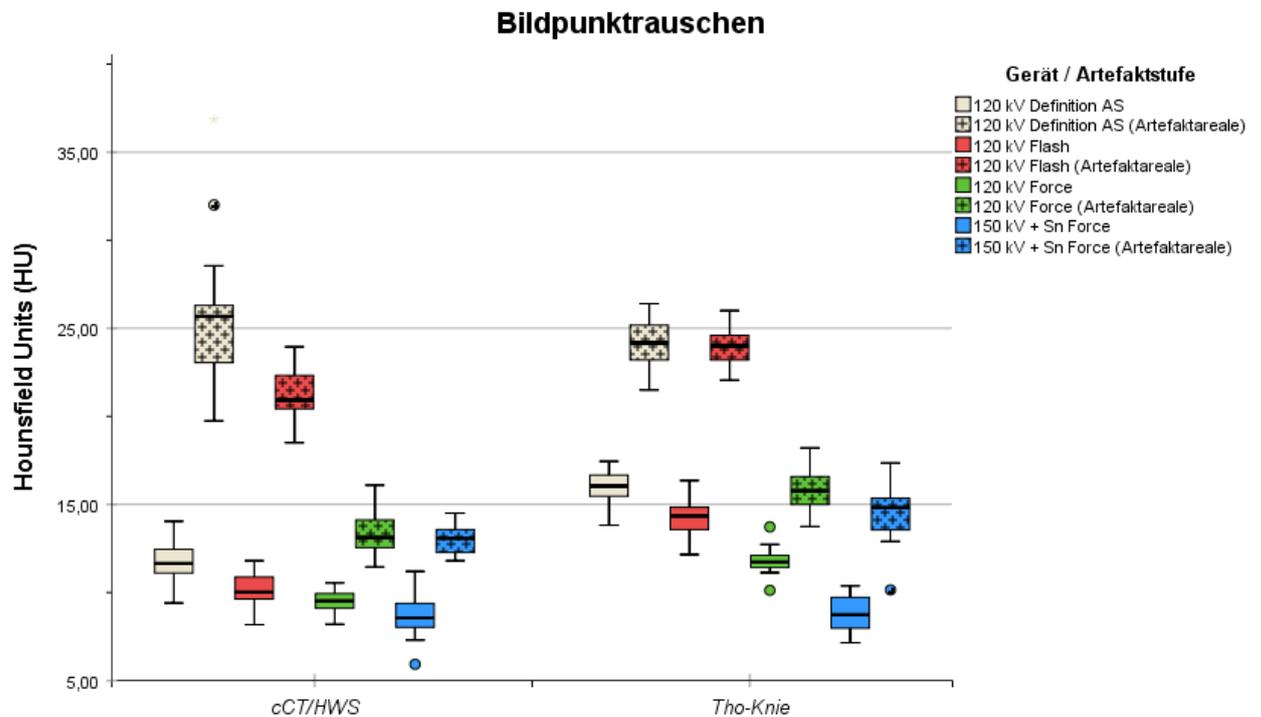


Abbildung 55: Bildpunktrauschen

Es erfolgt die genaue Darstellung der einzelnen Signifikanzen und der jeweiligen Effektstärken auf den nächsten Seiten.

### 3.3.2.1 cCT/HWS

Tabelle 42 zeigt Mittelwert und Standardabweichung des Bildpunktrauschens artefaktfreier Muskeln im Untersuchungsabschnitt cCT/HWS, die nach der Bonferroni-Methode korrigierten, wechselseitigen Signifikanzlevel und die zugehörige Effektstärke nach Cohen (1988):

	Deskriptive Statistik		p-Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1988)
	Mittelwert	Standard- Abweichung	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	
120 kV Definition AS	11,6525	1,32257		0,0036	≤ 0,0001	≤ 0,0001	
120 kV Flash	10,1025	0,95131	0,0036		0,2331	0,0013	1,20
120 kV Force	9,4900	0,61067	≤ 0,0001	0,2331		0,0343	
150 kV + Sn Force	8,6088	1,11745	≤ 0,0001	0,0013	0,0343		

Tabelle 42: Bildpunktrauschen artefaktfreier Muskeln (cCT/HWS), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.

Die Gruppe *150 kV + Sn Force* ( $\bar{X} = 8,61 \pm 1,12$  HU) hatte das niedrigste Bildpunktrauschen. Hiernach folgte die Gruppe *120 kV Force* ( $\bar{X} = 9,49 \pm 0,61$  HU), an dritter Stelle folgte die Gruppe *120 kV Flash* ( $\bar{X} = 10,1 \pm 0,95$  HU). Das insgesamt höchste Bildpunktrauschen bot die Gruppe *120 kV Definition AS* ( $\bar{X} = 11,65 \pm 1,32$  HU). Zur weiteren Analyse wurde unter Annahme der Sphärizität (Mauchly-W (0,644),  $p = 0,1682$ ) eine Varianzanalyse mit Messwiederholung durchgeführt. Hierbei wurde deutlich, dass das Bildpunktrauschen im Scanabschnitt cCT/HWS signifikant zwischen den Gruppen differiert ( $F(3, 57) = 27,56$ ,  $p \leq 0,0001$ , partielles  $\eta^2 = 0,5919$ ). Auffallend war dabei die Studiengruppe *150 kV + Sn*, welche signifikant niedriger als alle anderen Gruppen liegt ( $p \leq 0,0343$ ). Das Bildpunktrauschen der Gruppe *120 kV Definition AS* liegt wiederum signifikant höher, als das der anderen Gruppen ( $p \leq 0,0036$ ). Zwischen den beiden Gruppen *120 kV Flash* und *120 kV Force* bestehen keine Unterschiede. Mit einer Effektstärke von  $f = 1,20$  entsprechen diese Signifikanzschritte einem starken Effekt nach Cohen (1988).

Wie im vorangegangenen Abschnitt führt Tabelle 43 die deskriptive Statistik des Bildpunktrauschens in Artefaktarealen auf, sowie die wechselseitigen Signifikanzlevel nach Korrektur mittels der Bonferroni-Methode und die zugehörige Effektstärke nach Cohen (1998):

	Deskriptive Statistik		p-Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1988)
	Mittelwert	Standard- Abweichung	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	
120 kV Definition AS	25,5800	4,00961		0,0016	≤ 0,0001	≤ 0,0001	
120 kV Flash	21,2375	1,52634	0,0016		≤ 0,0001	≤ 0,0001	
120 kV Force	13,2675	1,13628	≤ 0,0001	≤ 0,0001		1,0000	2,77
150 kV + Sn Force	13,0525	0,85847	≤ 0,0001	≤ 0,0001	1,0000		

**Tabelle 43: Bildpunktrauschen in Artefaktarealen (cCT/HWS), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.**

Auch hier hatte die Gruppe *150 kV + Sn Force* das insgesamt niedrigste Bildpunktrauschen ( $\bar{X} = 13,05 \pm 0,86$  HU). Die Gruppe *120 kV Force* folgte an zweiter Stelle ( $\bar{X} = 13,27 \pm 1,14$  HU), an dritter Stelle die Gruppe *120 kV Flash* ( $\bar{X} = 21,24 \pm 1,53$  HU). Das insgesamt höchste Bildpunktrauschen in Artefaktarealen wurde in der Gruppe *120 kV Definition AS* ( $\bar{X} = 25,58 \pm 4,01$  HU) gemessen. Bei fehlender Sphärizität (Mauchly-W (0,2032),  $p = 0,0001$   $\epsilon = 0,5092$ ) zeigte eine nach Greenhouse-Geisser korrigierte Varianzanalyse mit Messwiederholungen, dass sich die einzelnen Gruppen teilweise signifikant unterscheiden ( $F(1,5276, 29,0239) = 145,98$ ,  $p \leq 0,0001$ , partielles  $\eta^2 = 0,8848$ ). So besteht zwischen den beiden Gruppen *150 kV + Sn Force* und *120 kV Force* kein Unterschied, das Bildpunktrauschen dieser beiden Gruppen liegt jedoch signifikant unter dem der beiden anderen Gruppen ( $p \leq 0,0001$ ). Doch auch die Gruppe *120 kV Flash* liegt signifikant unter der Gruppe mit dem höchsten Bildpunktrauschen, *120 kV Definition AS* ( $p \leq 0,0016$ ). Bei einer einem  $f = 2,77$  entspricht dies einer starken Effektstärke nach Cohen (1988).

### 3.3.2.2 Tho-Knie

Mittelwert und Standardabweichung des Bildpunktrauschens in artefaktfreien Arealen, die wechselseitigen Signifikanzlevel nach Bonferroni-Korrektur und die Effektstärke nach Cohen (1998) sind in Tabelle 44 aufgeführt:

	Deskriptive Statistik		p-Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1988)
	Mittelwert	Standard- Abweichung	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	
120 kV Definition AS	16,0825	0,90692		≤ 0,0001	≤ 0,0001	≤ 0,0001	3,42
120 kV Flash	14,2563	0,91694	≤ 0,0001		≤ 0,0001	≤ 0,0001	
120 kV Force	11,8113	0,73308	≤ 0,0001	≤ 0,0001		≤ 0,0001	
150 kV + Sn Force	8,8200	0,99040	≤ 0,0001	≤ 0,0001	≤ 0,0001		

Tabelle 44: Bildpunktrauschen artefaktfreier Muskeln (Tho-Knie), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.

Die Gruppe *150 kV + Sn Force* ( $\bar{X} = 8,82 \pm 0,99$  HU) hatte das insgesamt niedrigste Bildpunktrauschen. Der zweitniedrigste Wert wurde in der Gruppe *120 kV Force* erzielt ( $\bar{X} = 11,81 \pm 0,73$  HU). An dritter Stelle folgte die Gruppe *120 kV Flash* mit durchschnittlich  $14,26 \pm 0,92$  HU. Das insgesamt höchste Bildpunktrauschen wurde in der Gruppe *120 kV Definition AS* ( $\bar{X} = 16,08 \pm 0,91$  HU) gemessen. Die nachfolgend unter Annahme der Sphärizität (Mauchly-W (0,792),  $p = 0,5315$ ) durchgeführte Anova mit Messwiederholungen zeigte erneut auf, dass das Bildpunktrauschen artefaktfreier Muskeln im Scanabschnitt Tho-Knie maßgeblich von der Gruppe abhängt ( $F(3, 57) = 222,14, p \leq 0,0001, \text{partielles } \eta^2 = 0,9212$ ). Tatsächlich legen die Ergebnisse dar, dass zwischen jeder der Gruppen signifikante Differenzen bestehen ( $p \leq 0,0001$ ). Bei einer Effektstärke nach Cohen (1998) von  $f = 3,42$  entspricht dies einem starken Effekt.

Tabelle 45 zeigt die deskriptive Statistik des Bildpunktrauschens in Artefaktarealen des Untersuchungsabschnitts Tho-Knie, die wechselseitigen Signifikanzlevel nach Korrektur mittels der Bonferroni-Methode und die zugehörige Effektstärke nach Cohen (1988):

	Deskriptive Statistik		p-Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1988)
	Mittelwert	Standard- Abweichung	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	
120 kV Definition AS	24,1700	1,40894		1,0000	≤ 0,0001	≤ 0,0001	
120 kV Flash	23,8875	1,11436	1,0000		≤ 0,0001	≤ 0,0001	
120 kV Force	15,8125	1,08832	≤ 0,0001	≤ 0,0001		0,0283	3,99
150 kV + Sn Force	14,4750	1,49873	≤ 0,0001	≤ 0,0001	0,0283		

Tabelle 45: Bildpunktrauschen in Artefaktarealen (Tho-Knie), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.

Auch hier hatte die Gruppe *150 kV + Sn Force* bei durchschnittlich  $14,48 \pm 1,5$  HU das niedrigste Bildpunktrauschen in Artefaktarealen. Hierauf folgten die Gruppe *120 kV Force* mit  $15,81 \pm 1,09$  HU, sowie die Gruppe *120 kV Flash* mit  $23,89 \pm 1,11$  HU. Das insgesamt höchste Bildpunktrauschen in Artefaktarealen hatte die Gruppe *120 kV Definition AS* mit  $24,17 \pm 1,41$  HU. Zur weiteren Analyse wurde unter Annahme der Sphärizität (Mauchly-W (0,649),  $p = 0,1762$ ) eine ANOVA mit Messwiederholungen durchgeführt. Hierbei wurde erneut deutlich, dass das Bildpunktrauschen in Artefaktarealen im Scanabschnitt Tho-Knie maßgeblich von der Gruppe abhängt ( $F(3, 57) = 302,78$ ,  $p \leq 0,0001$ , partielles  $\eta^2 = 0,941$ ). So liegt das Bildpunktrauschen der Studiengruppe *150 kV + Sn Force* signifikant unter den anderen Gruppen ( $p \leq 0,0283$ ). Auch die Gruppe *120 kV Force* liegt deutlich unter den beiden Gruppen *120 kV Flash* und *120 kV Definition AS* ( $p \leq 0,0001$ ). Zwischen dem Bildpunktrauschen der beiden letztgenannten Gruppen besteht in Artefaktarealen der Körperspirale kein signifikanter Unterschied. Die Effektstärke dieser Signifikanzschritte liegt bei  $f = 3,99$  und entspricht einem jeweilig starken Effekt nach Cohen (1988).

### 3.3.3 Signal-to-Noise Ratio (SNR)

Abbildung 56 zeigt die SNR in den Untersuchungsabschnitten cCT/HWS und Tho-Knie. Dabei werden artefaktfreie Werte wieder getrennt von SNR-Werten aus Artefaktarealen aufgeführt:

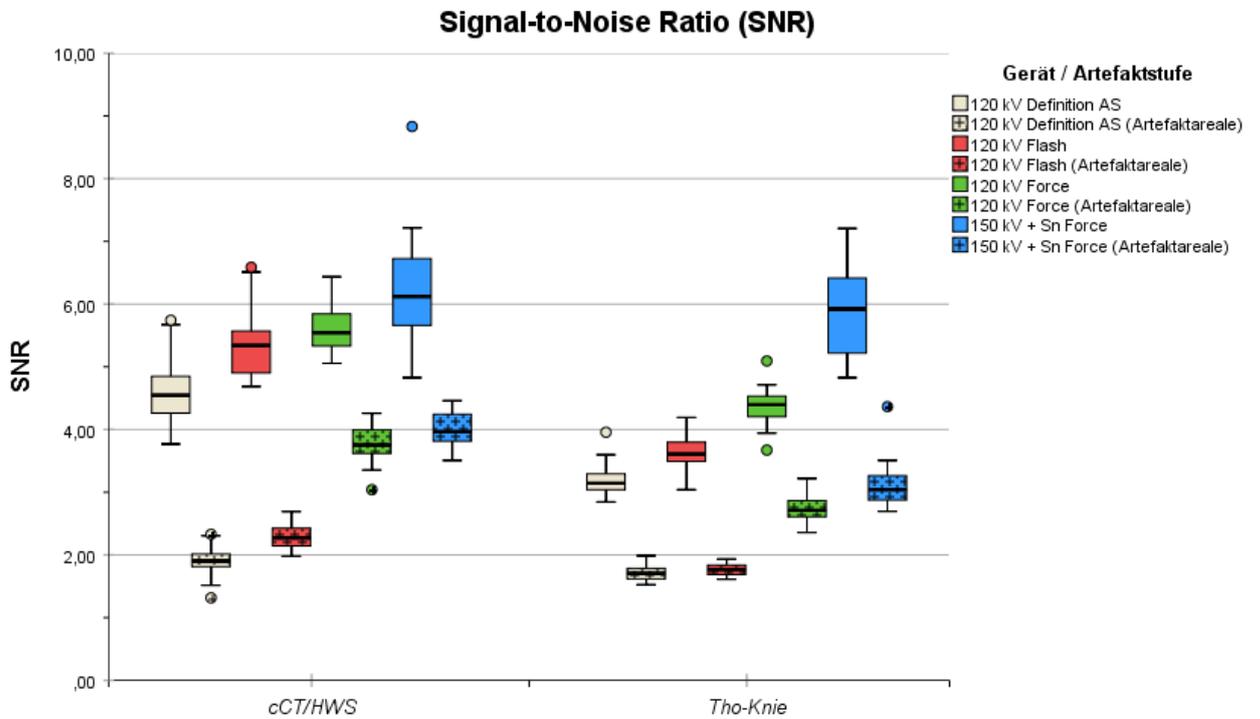


Abbildung 56: Signal-to-Noise Ratio (SNR)

Wie in den vorangegangenen Abschnitten soll auf die einzelnen Gruppen, etwaige Signifikanzen und Effektstärken zwecks besserer Übersichtlichkeit wieder in den folgenden Seiten eingegangen werden.

### 3.3.3.1 cCT/HWS

Mittelwert und Standardabweichung der artefaktfreien SNR im Untersuchungsabschnitt cCT/HWS, wechselseitige Signifikanzlevel nach Bonferroni-Korrektur und die Effektstärke nach Cohen (1988) zeigt Tabelle 46:

	Deskriptive Statistik		p-Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1988)
	Mittelwert	Standard- Abweichung	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	
120 kV Definition AS	4,6687	0,55623		0,0037	≤ 0,0001	≤ 0,0001	
120 kV Flash	5,3731	0,53759	0,0037		1,0000	0,0045	
120 kV Force	5,6156	0,38841	≤ 0,0001	1,0000		0,0288	1,06
150 kV + Sn Force	6,2700	0,88456	≤ 0,0001	0,0045	0,0288		

Tabelle 46: SNR artefaktfreier Muskeln (cCT/HWS), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.

Die höchste SNR wurde in der Gruppe *150 kV + Sn Force* gemessen ( $\bar{X} = 6,27 \pm 0,88$  HU). Die zweithöchste SNR hatte die Gruppe *120 kV Force* ( $\bar{X} = 5,62 \pm 0,39$  HU), an dritter Stelle stand die Gruppe *120 kV Flash* ( $\bar{X} = 5,37 \pm 0,54$  HU). Mit einer durchschnittlichen SNR von  $4,67 \pm 0,56$  HU wurde in der Gruppe *120 kV Definition AS* der niedrigste Wert erhoben. Die unter Annahme der Sphärizität (Mauchly-W (0,558),  $p = 0,0662$ ) durchgeführte Varianzanalyse mit Messwiederholungen zeigte, dass sich die aus artefaktfreien Muskeln errechnete SNR im Untersuchungsabschnitt cCT/HWS deutlich zwischen den Gruppen unterscheidet ( $F(3, 57) = 21,32$ ,  $p = 0$ , partielles  $\eta^2 = 0,5288$ ). So liegt die SNR der Studiengruppe *150 kV + Sn Force* signifikant über den SNR der anderen Gruppen ( $p \leq 0,0288$ ). Zwischen den SNR der beiden Gruppen *120 kV Force* und *120 kV Flash* zeigt sich kein signifikanter Unterschied. Mit  $p \leq 0,0037$  liegt die Gruppe *120 kV Definition AS* deutlich niedriger als alle anderen Gruppen. Bei einem  $f = 1,06$  entspricht dies einer starken Effektstärke nach Cohen (1988).

Tabelle 47 zeigt die aus Muskeln in Artefaktarealen errechnete SNR im Untersuchungsabschnitt cCT/HWS. Dabei sind wieder Mittelwert und Standardabweichung, Bonferroni-korrigierte Signifikanzlevel und die zugehörige Effektstärke aufgeführt:

	Deskriptive Statistik		p-Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1988)
	Mittelwert	Standard- Abweichung	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	
120 kV Definition AS	1,9160	0,24602		0,0004	≤ 0,0001	≤ 0,0001	
120 kV Flash	2,2918	0,19931	0,0004		≤ 0,0001	≤ 0,0001	
120 kV Force	3,7643	0,30616	≤ 0,0001	≤ 0,0001		0,1886	3,92
150 kV + Sn Force	4,0130	0,27833	≤ 0,0001	≤ 0,0001	0,1886		

Tabelle 47: SNR in Artefaktarealen (cCT/HWS), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.

Auch hier wurde die höchste SNR in Artefaktarealen in der Gruppe *150 kV + Sn Force* gemessen ( $\bar{\emptyset} = 4,01 \pm 0,28$  HU). Hierauf folgte als zweites die Gruppe *120 kV Force* ( $\bar{\emptyset} = 3,76 \pm 0,31$  HU), sowie als drittes die Gruppe *120 kV Flash* ( $\bar{\emptyset} = 2,29 \pm 0,2$  HU). Die niedrigste SNR in Artefaktarealen hatte die Gruppe *120 kV Definition AS* ( $\bar{\emptyset} = 1,92 \pm 0,25$  HU). Eine unter Annahme der Sphärizität (Mauchly-W (0,757),  $p = 0,4259$ ) durchgeführte ANOVA mit Messwiederholungen zeigte, dass teilweise bedeutende Unterschiede zwischen den aus Artefaktarealen im Scanabschnitt cCT/HWS erhobenen SNR der einzelnen Gruppen bestehen ( $F(3, 57) = 292,31$ ,  $p \leq 0,0001$ , partielles  $\eta^2 = 0,939$ ). Zunächst wird deutlich, dass sich zwischen den SNR der zwei Gruppen *150 kV + Sn Force* und *120 kV Force* kein signifikanter Unterschied zeigt, die SNR in Artefaktarealen ist in diesen beiden Gruppen also gleichwertig. Die SNR beider eben genannten Gruppen liegen jedoch deutlich über denen der beiden Gruppen *120 kV Flash* und *120 kV Definition AS*. Insbesondere die SNR der letzten Gruppe liegt signifikant unter denen der anderen Gruppen ( $p \leq 0,0004$ ). Die Effektstärke dieser Signifikanzschritte liegt bei  $f = 3,92$  und entspricht damit einem starken Effekt nach Cohen (1988).

### 3.3.3.2 Tho-Knie

Eine deskriptive Statistik der aus artefaktfreien Muskeln errechneten SNR im Untersuchungsabschnitt Tho-Knie findet sich in Tabelle 48. Ebenso sind hier wieder wechselseitige Signifikanzlevel nach Korrektur mittels der Bonferroni-Methode und die zugehörige Effektstärke nach Cohen (1988) dargestellt:

	Deskriptive Statistik		p-Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1988)
	Mittelwert	Standard- Abweichung	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	
120 kV Definition AS	3,2056	0,25868		$\leq 0,0001$	$\leq 0,0001$	$\leq 0,0001$	
120 kV Flash	3,6308	0,25646	$\leq 0,0001$		$\leq 0,0001$	$\leq 0,0001$	
120 kV Force	4,3621	0,30378	$\leq 0,0001$	$\leq 0,0001$		$\leq 0,0001$	2,72
150 kV + Sn Force	5,8773	0,69082	$\leq 0,0001$	$\leq 0,0001$	$\leq 0,0001$		

Tabelle 48: SNR artefaktfreier Muskeln (Tho-Knie), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.

Bei einer durchschnittlichen SNR von  $5,88 \pm 0,69$  HU wurde in der Gruppe *150 kV + Sn Force* der insgesamt höchste Wert gemessen. Den zweithöchsten Wert hatte die Gruppe *120 kV Force* mit  $4,36 \pm 0,3$  HU. Hiernach folgte die Gruppe *120 kV Flash* mit  $3,63 \pm 0,26$  HU. Die insgesamt niedrigste SNR wurde in der Gruppe *120 kV Definition AS* gemessen ( $\bar{X} = 3,21 \pm 0,26$  HU). Die bei fehlender Sphärizität (Mauchly-W (0,2598),  $p = 0,0002$ ,  $\epsilon = 0,5491$ ) nach Greenhouse-Geisser korrigierte Varianzanalyse mit Messwiederholung machte deutlich, dass die aus artefaktfreien Muskeln errechnete SNR im Scanabschnitt Tho-Knie maßgeblich von der Gruppe abhängt ( $F(1,6473, 31,2994) = 140,2$ ,  $p \leq 0,0001$ , partielles  $\eta^2 = 0,8807$ ). Tatsächlich sind nach Bonferroni-Korrektur die Schritte zwischen allen Gruppen signifikant ( $p \leq 0,0001$ ), die zugehörige Effektstärke nach Cohen (1988) ist auch hier stark ( $f = 2,72$ ).

In Tabelle 49 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der aus Artefaktarealen errechneten SNR des Untersuchungsabschnitts Tho-Knie aufgeführt, die mittels der Bonferroni-Methode korrigierten Signifikanzen, sowie die zugehörige Effektstärke nach Cohen (1988):

	Deskriptive Statistik		p-Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1988)
	Mittelwert	Standard- Abweichung	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	
120 kV Definition AS	1,7160	0,12677		1,0000	≤ 0,0001	≤ 0,0001	
120 kV Flash	1,7629	0,09056	1,0000		≤ 0,0001	≤ 0,0001	
120 kV Force	2,7414	0,19842	≤ 0,0001	≤ 0,0001		0,0036	3,27
150 kV + Sn Force	3,1221	0,36136	≤ 0,0001	≤ 0,0001	0,0036		

Tabelle 49: SNR in Artefaktarealen (Tho-Knie), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.

Die höchste aus Artefaktarealen der Körperspirale errechnete SNR wurde in der Gruppe *150 kV + Sn Force* gemessen ( $\bar{X} = 3,12 \pm 0,36$  HU). Der zweithöchste Wert wurde in der Gruppe *120 kV Force* gemessen ( $\bar{X} = 2,74 \pm 0,2$  HU). An dritter Stelle folgte die Gruppe *120 kV Flash* ( $\bar{X} = 1,76 \pm 0,09$  HU). Die niedrigste SNR in Artefaktarealen hatte die Gruppe *120 kV Definition AS* ( $\bar{X} = 1,72 \pm 0,13$  HU). Zur weiteren Analyse wurde eine bei fehlender Sphärizität (Mauchly-W (0,2581),  $p = 0,0002$ ,  $\varepsilon = 0,5707$ ) nach Greenhouse-Geisser korrigierte Varianzanalyse mit Messwiederholungen durchgeführt, welche zeigte, dass die SNR in Artefaktarealen im Scanabschnitt Tho-Knie deutlich zwischen den einzelnen Gruppen differiert ( $F(1,7121, 32,5299) = 203,45$ ,  $p \leq 0,0001$ , partielles  $\eta^2 = 0,9146$ ). Zunächst hervorzuheben ist hierbei, dass die SNR der Studiengruppe *150 kV + Sn Force* signifikant über den SNR der anderen Gruppen liegt ( $p \leq 0,0036$ ). Auch die SNR der Gruppe *120 kV Force* liegt signifikant über denen der beiden Gruppen *120 kV Flash* und *120 kV Definition AS* ( $p \leq 0,0001$ ). Zwischen den aus Artefaktarealen der Körperspirale errechneten SNR der Gruppen *120 kV Flash* und *120 kV Definition AS* zeigt sich kein signifikanter Unterschied. Bei einer Effektstärke nach Cohen (1998) von  $f = 3,27$  entspricht dies einem starken Effekt.

### 3.4 Strahlendosis

#### 3.4.1 CT Dosis Index (CTDI)

Abbildung 57 stellt die Verteilung des CTDI der einzelnen Gruppen in den Untersuchungsabschnitten cCT/HWS und Tho-Knie graphisch dar.

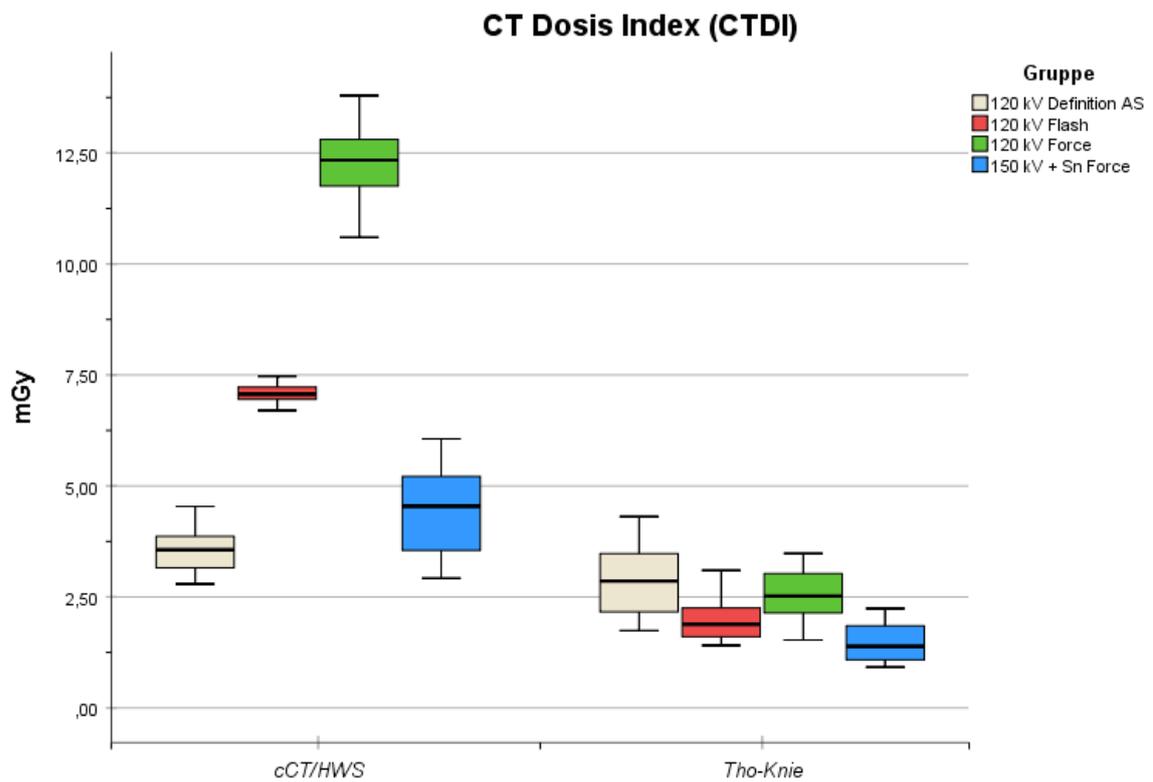


Abbildung 57: CT Dosis Index (CTDI)

Auf die Verteilung in den einzelnen Untersuchungsabschnitten und etwaige Signifikanzen soll dediziert in den folgenden Abschnitten eingegangen werden.

### 3.4.1.1 cCT/HWS

Tabelle 50 zeigt die deskriptive Statistik des CTDI im Untersuchungsabschnitts cCT/HWS, die nach Bonferroni korrigierten Signifikanzlevel des post-hoc-Tests und die Effektstärke nach Cohen (1988):

	Deskriptive Statistik		p-Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1988)
	Mittelwert	Standard- Abweichung	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	
120 kV Definition AS	3,5935	0,52310		≤ 0,0001	≤ 0,0001	0,0360	
120 kV Flash	7,0870	0,21186	≤ 0,0001		≤ 0,0001	≤ 0,0001	5,57
120 kV Force	12,3590	0,84791	≤ 0,0001	≤ 0,0001		≤ 0,0001	
150 kV + Sn Force	4,4380	0,96195	0,0360	≤ 0,0001	≤ 0,0001		

Tabelle 50: CTDI (cCT/HWS), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.

In der Gruppe *120 kV Definition AS* wurde mit durchschnittlich  $3,59 \pm 0,52$  mGy der niedrigste CTDI gemessen. Der zweitniedrigste Wert wurde in der Gruppe *150 kV + Sn Force* erzielt ( $\bar{\sigma} = 4,44 \pm 0,96$  mGy). An dritter Stelle folgte die Gruppe *120 kV Flash* mit  $7,09 \pm 0,21$  mGy. Den Abschluss bildet die Gruppe *120 kV Force* mit dem insgesamt höchsten CTDI ( $\bar{\sigma} = 12,36 \pm 0,85$  mGy). Die bei fehlender Sphärizität (Mauchly-W (0,2711),  $p = 0,0003$ ,  $\varepsilon = 0,6306$ ) nach Greenhouse-Geisser korrigierte ANOVA mit Messwiederholungen legte dar, dass sich der CTDI der einzelnen Gruppen im Scanabschnitt cCT/HWS signifikant unterscheidet ( $F(1,8919, 35,9467) = 590,29$ ,  $p \leq 0,0001$ , partielles  $\eta^2 = 0,9688$ ). Tatsächlich unterscheiden sich die CTDI aller Gruppen deutlich ( $p \leq 0,036$ ). Bei einer  $f = 5,57$  entspricht dies einer starken Effektstärke nach Cohen (1988).

### 3.4.1.2 Tho-Knie

Die Mittelwerte und Standardabweichungen der CTDI-Werte im Scanabschnitt Tho-Knie findet sich in Tabelle 51. Ebenso sind hier die mittels der Bonferroni-Methode korrigierten Signifikanzen, sowie die zugehörige Effektstärke nach Cohen (1988) aufgeführt:

	Deskriptive Statistik		p-Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1988)
	Mittelwert	Standard- Abweichung	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	
120 kV Definition AS	2,8650	0,78698		0,0039	1,0000	≤ 0,0001	
120 kV Flash	1,9995	0,51003	0,0039		0,0108	0,0162	
120 kV Force	2,5425	0,58314	1,0000	0,0108		0,0001	1,04
150 kV + Sn Force	1,4635	0,41870	≤ 0,0001	0,0162	0,0001		

Tabelle 51: CTDI (Tho-Knie), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.

Mit einem CTDI von durchschnittlich  $1,46 \pm 0,42$  mGy wurde in der Gruppe *150 kV + Sn Force* der insgesamt niedrigste Wert gemessen. Den zweitniedrigsten CTDI hatte die Gruppe *120 kV Flash* ( $\bar{O} = 2 \pm 0,51$  mGy). An dritter Stelle folgte die Gruppe *120 kV Force* mit einem CTDI von  $2,54 \pm 0,58$  mGy. Der insgesamt höchste CTDI wurde in der Gruppe *120 kV Definition AS* bei einem CTDI von  $2,87 \pm 0,79$  mGy gemessen. Die nachfolgende ANOVA mit Messwiederholungen wurde unter Annahme der Sphärizität (Mauchly-W (0,747),  $p = 0,3972$ ) durchgeführt. Die Ergebnisse zeigen, dass sich die CTDI-Werte der einzelnen Gruppen im Scanabschnitt Tho-Knie teilweise maßgeblich voneinander unterscheiden ( $F(3, 57) = 20,73$ ,  $p \leq 0,0001$ , partielles  $\eta^2 = 0,5217$ ). Hervorzuheben ist zunächst, dass der CTDI der Studiengruppe *150 kV + Sn Force* signifikant unter dem Wert der zweitniedrigsten Gruppe, *120 kV Flash*, liegt ( $p = 0,0162$ ). Auch der CTDI dieser Gruppe liegt bei einem korrigierten  $p \leq 0,0001$  deutlich unter den anderen beiden Gruppen (*120 kV Force* und *120 kV Definition AS*). Zwischen den beiden letztgenannten besteht jedoch kein signifikanter Unterschied. Die Effektstärke nach Cohen (1988) liegt bei  $f = 1,04$  und entspricht einem starken Effekt.

### 3.4.2 Size-specific Dose Estimate (SSDE)

Die Verteilung der errechneten Size-specific Dose Estimate (SSDE) gibt Abbildung 58 graphisch wieder:

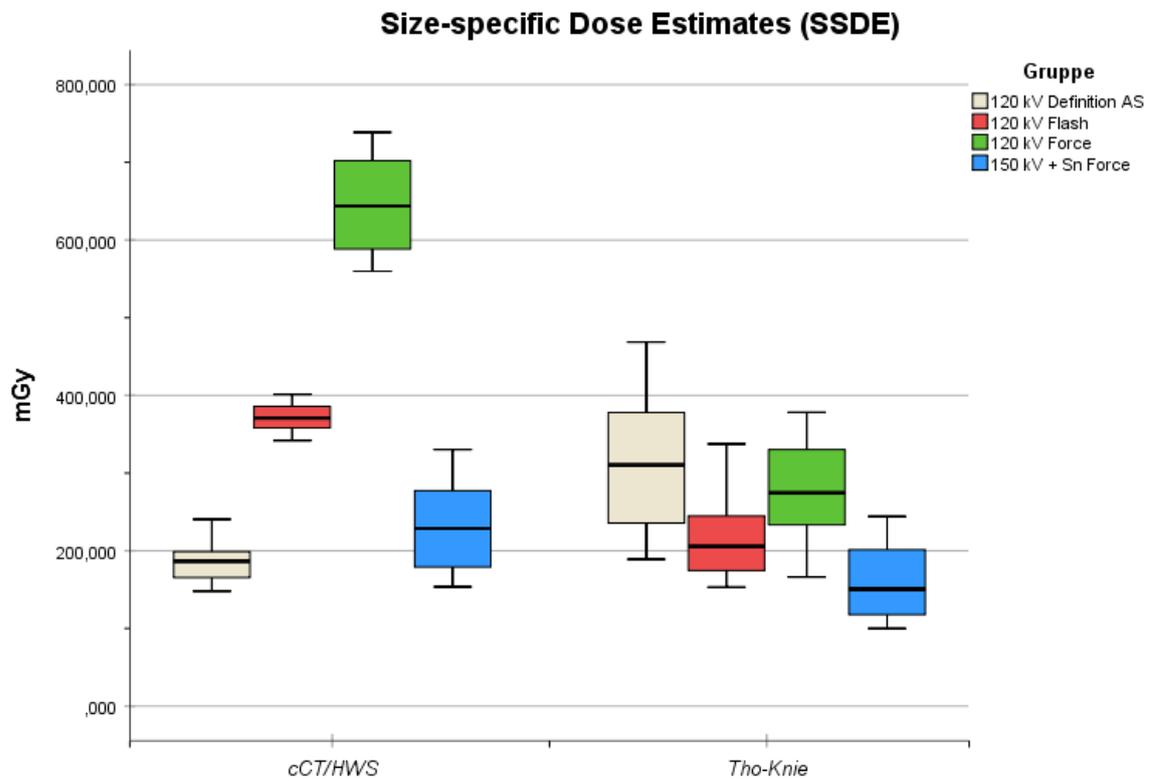


Abbildung 58: Sices-specific Dose Estimate (SSDE)

Auch hier erfolgt die genauere Darstellung der einzelnen Mittelwerte und etwaiger signifikanter Unterschiede in den folgenden Kapiteln.

### 3.4.2.1 cCT/HWS

Tabelle 38 zeigt die errechnete SSDE des Untersuchungsabschnitts cCT/HWS, sowie die wechselseitigen Signifikanzen nach Korrektur durch die Bonferroni-Methode. Ebenso listet sie die zugehörige Effektstärke nach Cohen (1988) auf:

	Deskriptive Statistik		p-Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1988)
	Mittelwert	Standard- Abweichung	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	
120 kV Definition AS	186,12813	26,251710		≤ 0,0001	≤ 0,0001	0,0519	
120 kV Flash	371,79414	17,801922	≤ 0,0001		≤ 0,0001	≤ 0,0001	4,80
120 kV Force	644,10858	59,306745	≤ 0,0001	≤ 0,0001		≤ 0,0001	
150 kV + Sn Force	229,93070	53,126876	0,0519	≤ 0,0001	≤ 0,0001		

Tabelle 52: SSDE (cCT/HWS), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.

In Korrelation zum CTDI ergibt sich nach Standardisierung über die Querdurchmesser die niedrigste SSDE in der Gruppe *120 kV Definition AS* bei durchschnittlich  $186,13 \pm 26,25$  mGy. Der zweitniedrigste Wert wurde in der Gruppe *150 kV + Sn Force* gemessen mit  $229,93 \pm 53,13$  mGy. An dritter Stelle folgte die Gruppe *120 kV Flash* mit einer SSDE von  $371,79 \pm 17,8$  mGy. Die insgesamt höchste SSDE wurde in der Gruppe *120 kV Force* gemessen ( $\bar{\varnothing} = 644,11 \pm 59,31$  mGy). Die zur weiteren Analyse der SSDE im Scanabschnitt cCT/HWS durchgeführte ANOVA mit Messwiederholungen wurde bei fehlender Sphärizität (Mauchly-W (0,3276),  $p = 0,0014$ ,  $\varepsilon = 0,6908$ ) nach Greenhouse-Geisser korrigiert. Die Varianzanalyse legte dar, dass sich auch die SSDE des Untersuchungsabschnitts cCT/HWS deutlich zwischen den einzelnen Gruppen unterscheiden ( $F(2,0724, 39,376) = 438,06$ ,  $p \leq 0,0001$ , partielles  $\eta^2 = 0,9584$ ). Die beim CTDI des Abschnitts cCT/HWS gesehene statistische Differenz zwischen den beiden Gruppen *120 kV Definition AS* und *150 kV + Sn Force* ist hier nicht mehr nachweisbar ( $p = 0,0519$ ). Die SSDE der Gruppe *120 kV Flash* liegt signifikant über den Werten dieser beiden Gruppen, die Gruppe mit dem höchsten SSDE (*120 kV Force*) liegt wiederum deutlich über den anderen (jeweils  $p \leq 0,0001$ ). Bei einer Effektstärke nach Cohen (1988) von  $f = 4,80$  entspricht dies einem starken Effekt.

### 3.4.2.2 Tho-Knie

Die errechnete SSDE der Körperspirale (Tho-Knie), die wechselseitigen Bonferroni-korrigierten Signifikanzen und die zugehörige Effektstärke nach Cohen (1988) zeigt Tabelle 53:

	Deskriptive Statistik		p-Werte (nach Bonferroni-Korrektur)				Effektstärke nach Cohen (1988)
	Mittelwert	Standard- Abweichung	120 kV Definition AS	120 kV Flash	120 kV Force	150 kV + Sn Force	
120 kV Definition AS	311,66376	85,540252		0,0039	1,0000	≤ 0,0001	
120 kV Flash	217,55426	55,382739	0,0039		0,0107	0,0158	
120 kV Force	276,67022	63,520843	1,0000	0,0107		0,0001	1,05
150 kV + Sn Force	159,16968	45,534639	≤ 0,0001	0,0158	0,0001		

Tabelle 53: SSDE (Tho-Knie), deskriptive Statistik, Signifikanzen und Effektstärke.

Wie beim entsprechenden CTDI der Körperspirale (Tho-Knie) wurde auch hier in der Gruppe *150 kV + Sn Force* die niedrigste SSDE erhoben ( $\bar{X} = 159,17 \pm 45,53$  mGy). Hiernach folgte die Gruppe *120 kV Flash* mit einer SSDE von  $217,55 \pm 55,38$  mGy. An dritter Stelle stand die Gruppe *120 kV Force* ( $\bar{X} = 276,67 \pm 63,52$  mGy). Die höchste SSDE wurde mit  $311,66 \pm 85,54$  mGy in der Gruppe *120 kV Definition AS* gemessen. Hier zeigte die unter Annahme der Sphärizität (Mauchly-W (0,749),  $p = 0,402$ ) durchgeführte Varianzanalyse mit Messwiederholungen, dass die SSDE der einzelnen Gruppen in der Körperspirale (Tho-Knie) teilweise maßgeblich voneinander abweichen ( $F(3, 57) = 20,78, p \leq 0,0001, \text{partielles } \eta^2 = 0,5223$ ). So wird zunächst deutlich, dass die Gruppe *150 kV + Sn Force* signifikant unter den SSDE der anderen liegt ( $p \leq 0,0158$ ). Auch die Gruppe *120 kV Flash* liegt bei einem  $p \leq 0,0107$  noch deutlich unter den SSDE der Gruppen *120 kV Force* und *120 kV Definition AS*. Zwischen den SSDE der beiden letztgenannten Gruppen zeigen sich keine signifikanten Differenzen. Die Effektstärke nach Cohen (1988) liegt bei  $f = 1,05$  und entspricht einem starken Effekt.

## **4 Diskussion**

Bei einer signifikanten Einsparung der applizierten Strahlendosis schneidet das Studienprotokoll (150 kV + Sn) gegenüber dem geräteübergreifend eingesetzten Referenzprotokoll (120 kV) sowohl in der subjektiven Bewertung des Bildeindrucks, als auch in der Gegenüberstellung objektiver Kenngrößen der Bildqualität gleichwertig oder besser ab. Dies soll in den folgenden Kapiteln mit einem aktuellen Literaturvergleich und einer Schlussfolgerung diskutiert werden.

Darüber hinaus sollen Limitationen der Studie angegeben werden. Weiterhin erfolgt ein Ausblick auf künftige Forschungsrelevanz der Thematik.

## 4.1 Subjektiver Vergleich der Bildqualität

### 4.1.1 Darstellung der Ergebnisse

Die Qualität der unter Einsatz des neuen Untersuchungsprotokolls erzeugten Schnittbilder, wurde in der subjektiven Bewertung bei guter bis sehr guter Übereinstimmung zwischen den beiden Ratern als durchweg gleichwertig oder besser benotet.

Die Beurteilbarkeit von Knochen wurde im Bereich cCT/HWS über alle Geräte hinweg als sehr gut eingestuft, im Scanabschnitt Tho-Knie mit Ausnahme der Gruppe *120 kV Flash* ebenso, welche bei einem „guten“ Ergebnis dennoch signifikant unter den restlichen Subgruppen lag.

Sowohl das 150 kV + Sn Protokoll, als auch das herkömmliche 120 kV Protokoll wurden hinsichtlich der Beurteilbarkeit von Weichteil am *Force* mit „sehr gut“ bewertet, während der Bildeindruck am *Flash* und am *Definition AS* signifikant schlechter als „befriedigend“ eingestuft wurde.

Osteolysen konnten in der Kopf-Hals-Spirale (cCT/HWS) über alle Geräte hinweg „sehr gut“ abgegrenzt werden. Im Scanabschnitt Tho-Knie schnitten das *Definition AS* und das *Flash* bei einer zwar „guten“ Bewertung durch die Rater insgesamt dennoch signifikant schlechter ab, als die jeweils mit „sehr gut“ bewerteten Gruppen *120 kV Force* und *150 kV + Sn Force*.

Hinsichtlich der Bildqualität in Artefaktarealen erzielten die beiden Gruppen *120 kV Force* und *150 kV + Sn* „gute“ und „sehr gute“ Ergebnisse in beiden Untersuchungsabschnitten. Die Gruppen *120 kV Definition AS* und *120 kV Flash* lagen dabei im Abschnitt cCT/HWS mit einer durchschnittlichen Bewertung von „ausreichend“, bzw. „befriedigend“ im Abschnitt Tho-Knie signifikant unter den zuerst genannten.

Die Overall Image Quality der beiden Gruppen *120 kV Definition AS* und *120 kV Flash* wurde im Scanabschnitt cCT/HWS jeweils als „gut“ bewertet und lag dabei signifikant unter der Bewertung der Gruppen *120 kV Force* und *150 kV + Sn Force*, bei welchen die Overall Image Quality jeweils als „sehr gut“ bewertet wurde. Im Scanabschnitt Tho-Knie wiederholte sich dieses Bild, wobei der Bildeindruck der beiden Gruppen *120 kV Definition As* und *120 kV Force* hier jeweils als „befriedigend“ bewertet wurde.

#### 4.1.2 Literaturvergleich

Der Einfluss eines der Strahlenquelle nachgeschalteten Zinnfilters auf die subjektive Bildqualität wurde schon in mehreren Studien evaluiert.

So verglichen bereits Dewes et al<sup>125</sup> die subjektive Bildqualität eines  $150\text{ kV} + Sn$  Protokolls gegenüber der eines Referenzprotokolls mit automatischer kV-Modulation im Rahmen ihrer Studie zur Abgrenzbarkeit von Konkrementen bei Urolithiasis. Die Beurteilung der Bilddaten von 130 Patienten erfolgte hier durch zwei unabhängige Radiologen anhand einer 5-Punkte-Likert-Skala, wobei hier insbesondere auf die Abgrenzbarkeit von Harnsteinen und auf den Bildeindruck des abdominellen Weichteils eingegangen wurde. Bei sehr guter Übereinstimmung zwischen den Ratern erreichte das Zinnfilter-Protokoll in dieser Studie durchweg bessere Bewertungen, als das Referenz-Protokoll. Eine genauere Aufschlüsselung der Referenzgruppe hinsichtlich der in ihrer Studie vom Gerät automatisch gewählten kV erfolgte jedoch nicht.

Auch Haubenreisser et al<sup>134</sup> griffen in ihrer Studie zu Bildqualität und Strahlendosis bei Thorax-CT-Untersuchungen auf eine subjektive Bewertung der Bildqualität zurück. Es erfolgte die vergleichende Bewertung der Bilddaten von insgesamt 60 Patienten durch zwei erfahrene Radiologen hinsichtlich der Gesamtbildqualität, des Bildrauschens und der Bildschärfe. In der verwendeten 5-Punkte-Likert-Skala zeigten sich keine signifikanten Differenzen zwischen der Referenzgruppe ( $100\text{ kV}$ ) und der Studiengruppe ( $100\text{ kV} + Sn$ ).

In die Studie von Braun et al<sup>135</sup> wurde im Rahmen der subjektiven Bildbewertung zuvorderst auf den klinischen Nutzen der neuen Technologie eingegangen. Hier wurden insgesamt 25 Thorax-CT-Untersuchungen, welche mit einem herkömmlichen  $120\text{ kV}$  Untersuchungsprotokoll aufgenommen worden waren, mit 25 Thorax-CT-Untersuchungen eines  $100\text{ kV} + Sn$  Protokolls verglichen. Die übliche 5-Punkte-Likert-Skala wurde hierbei auf die Diagnostizierbarkeit verschiedener typischer Pathologien des Thorax angewendet, beispielsweise parenchymatöser oder interstitieller Lungenerkrankungen. Auch die Abgrenzbarkeit ossärer Anomalien wurde in der subjektiven Bewertung bedacht. Bei durchweg guten bis sehr guten Ergebnissen zeigten sich zwischen den beiden Gruppen keine wesentlichen Unterschiede in der Bildqualität. Betont wurde jedoch das höhere Hintergrundrauschen in der Forschungsgruppe.

Besonders hervorzuheben ist die vorangegangene Studie von Suntharalingam et al<sup>136</sup>, welche sich ebenso auf Ganzkörperstagings von Patienten mit Multiplem Myelom

fokussierte. Auch hier erfolgte eine subjektive Bewertung der Bildqualität durch zwei unabhängige Radiologen anhand einer 5-Punkte-Likert-Skala, bei welcher die Ergebnisse bei gleichen kV zugunsten der Studiengruppe ( $100\text{ kV} + Sn$ ) ausfielen. Auch wenn in diesem Rahmen ebenso auf eine Gesamtbildqualität eingegangen wurde, erfolgte keine explizite Wertung weichteiliger Strukturen. Obgleich auch in dieser Studie iterativ unter Zuhilfenahme Siemens' eigener ADMIRE-Technologie rekonstruiert wurde, wurden keine Angaben zu den verwendeten Rekonstruktionsstufen und der damit einhergehenden Rauschunterdrückung gemacht.

#### 4.1.3 Schlussfolgerungen

In Konkordanz mit den Ergebnissen der zitierten Studien ist die subjektive Bildqualität im intraindividuellen Vergleich bei  $150\text{ kV} + Sn$  gleichwertig zu der bei  $120\text{ kV}$ . Dabei sollte besonders hervorgehoben werden, dass dieser Effekt nicht nur bei röntgendichten Strukturen (wie Knochen), sondern ebenso bei Weichteilgewebe zu beobachten ist. Vermutlich ist dies mitbedingt durch die Verschiebung der mittleren Energie des polychromatischen Röntgenstrahls. Da das Untersuchungsobjekt im Rahmen dieser Filterung absolut gesehen weniger Photonen mit geringerem Energieniveau ausgesetzt wird, ist konsekutiv eine wesentlich geringere Prävalenz von Aufhärtungsartefakten zu erwarten (siehe Kapitel 1.3.6.1.1). Gemäß den von uns erhobenen Daten wird dieser Effekt besonders in Bereichen mit einer natürlichen Prädilektion für Artefakte deutlich.

Bei Einsatz eines Zinnfilters kann die konsekutiv zu erwartende Erhöhung des Hintergrundrauschens also erfolgreich durch rauschunterdrückende, iterative Rekonstruktionsverfahren aufgefangen werden. Gute Ergebnisse wurden in der vorliegenden Arbeit bei einer ADMIRE-Stufe von 3 erzielt.

## 4.2 Objektiver Vergleich der Bildqualität

### 4.2.1 Darstellung der Ergebnisse

Die Objektive Bildqualität wurde durch ROI-basierte Messungen der HU-Werte und ihrer Standardabweichungen durchgeführt. Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden diese Messungen in vordefinierten muskulären Strukturen vorgenommen, um jeweils möglichst homogene Werte zu erhalten. Sofern möglich wurde dabei auf jeweils gleicher anatomischer Höhe gemessen, wobei eine ROI-Mindestgröße von 2 cm<sup>2</sup> nicht unterschritten wurde. Neben Muskeln aus eher unauffälligen Arealen wurden insbesondere vergleichende Messungen aus anatomischen Regionen mit erhöhter Prädilektion für Artefakte erhoben. Anschließend erfolgte eine Gegenüberstellung der erhobenen Schwächungswerte und der in unserem Fall als Hintergrundrauschen definierten, gemittelten Standardabweichungen der jeweiligen Messbereiche. Über die Bildung allgemein akzeptierter Kenngrößen wie beispielsweise areal-spezifischer SNR-Werte und übergreifender CNR, sollte die objektive Bildqualität weiter analysiert werden. Die Schwächungswerte artefaktfreier Muskeln zeigten dabei weder im Untersuchungsabschnitt cCT/HWS, noch im Bereich Tho-Knie signifikante Differenzen. Im Kopf-Hals-Bereich (cCT/HWS) gab es zwischen den Signalstärken von Muskeln in Artefaktarealen der Gruppe *150 kV + Sn Force* und *120 kV Force* keine signifikante Differenz, die Gruppe *150 kV + Sn Force* lag jedoch signifikant höher als die Gruppen *120 KV Definition AS* und *120 Kv Flash*.

Das Bildpunktrauschen des Abschnitts cCT/HWS lag in der Gruppe *150 kV + Sn Force* signifikant unter den restlichen Gruppen, wobei es hier zwischen den Gruppen *120 kV Flash* und *120 kV Force* keine wesentlichen Differenzen gab. In Artefaktarealen desselben Untersuchungsabschnitts zeigten die jeweiligen Rauschwerte der Gruppen *150 kV + Sn Force* und *120 kV Force* zueinander keine Unterschiede, lagen jedoch signifikant unter denen der Gruppen *120 kV Definition AS* und *120 KV Flash*, zwischen welchen es wiederum keine Unterschiede gab. Im Untersuchungsabschnitt Tho-Knie wurde der niedrigste Rauschwert in der Gruppe *150 kV + Sn Force* gemessen, wobei die Schritte zwischen jeder Gruppe statistisch signifikant waren. Dies bestätigte sich in Artefaktarealen, in welchen die Rauschwerte der Gruppen *120 kV Definition AS* und *120 kV Flash* keine Differenzen zeigten.

Die SNR artefaktfreier Areale des Untersuchungsabschnitts cCT/HWS war in der Gruppe *150 kV + Sn Force* am höchsten und lag signifikant über den Werten der anderen Gruppen. Zwischen den beiden Gruppen *120 kV Force* und *120 kV Flash* bestanden keine Unterschiede. Den letzten Platz erzielte die Gruppe *120 kV Definition AS*, die statistisch eindeutig unter den Werten der anderen Gruppen lag. In Arealen erhöhter Artefaktprävalenz desselben Untersuchungsabschnitts erzielten die beiden Gruppen *150 kV + Sn Force* und *120 kV Force* die höchsten Werte, im Vergleich zeigten sie sich gleichwertig. Mit jeweils signifikanten Abständen erreichten die Gruppen *120 kV Flash* und *120 kV Definition AS* deutlich niedrigere SNR-Werte.

Im Untersuchungsabschnitt Tho-Knie bestanden jeweils keine Unterschiede zwischen den SNR-Werten der Gruppen *150 kV + Sn Force* und *120 kV Force*, sowie zwischen denen der Gruppen *120 kV Flash* und *120 kV Definition AS*. Dabei wurden jeweils sowohl in artefaktfreien, also auch in artefaktbeladenen Abschnitten signifikant höhere SNR-Werte am *Force* erhoben.

#### 4.2.2 Literaturvergleich

Auch die objektive Bildqualität bei Verwendung von Zinnfilter-Protokollen wurde bereits in mehreren Studien erforscht.

So begutachteten unter anderem Bodelle et al<sup>137</sup> das Verhalten allgemein akzeptierter Kenngrößen der objektiven Bildqualität in ihrer Studie zu pädiatrischen CT-Aufnahmen bei *100 kV + Sn*. Eingegangen wurde hier auf das Bildpunktrauschen und die SNR. Die zur Errechnung der SNR notwendigen Schwächungswerte wurden einerseits im M. pectoralis major gemessen, andererseits in der Aorta. Das Bildpunktrauschen wurde durch die gemessene Standardabweichung einer ROI in der Luft außerhalb des Patienten definiert. Zwischen den so errechneten SNR-Werten der Forschungsgruppe (*100 kV + Sn*) und der Kontrollgruppe (*100 kV*) waren keine signifikanten Differenzen sichtbar. Auch in der bereits im letzten Abschnitt zitierten Arbeiten wurde auf die objektive Bildqualität eingegangen:

So führten Haubenreisser et al<sup>134</sup> ROI-Messungen verschiedener anatomischer Strukturen durch, darunter auch Lungengewebe und Muskeln. Erhoben wurden jeweils Schwächungswerte und Standardabweichungen, welche nachfolgend zwischen den zwei Gruppen (*100 kV* und *100 kV + Sn*) verglichen wurden. Ebenso wurde für jede dieser anatomischen Regionen eine eigene SNR gebildet. Als Hintergrundrauschen wurde jeweils die der anatomischen Struktur eigene Standardabweichung definiert. Der

statistische Vergleich zeigte sowohl zwischen den Schwächungswerten als auch im Vergleich der SNR überwiegend gleichförmige Ergebnisse. Lediglich die SNR des Aortenbogens, sowie das Hintergrundrauschen der intraluminalen Messung der Trachea waren signifikant höher.

Braun et al<sup>135</sup> verglichen die CNR, wobei für diese Schwächungswerte und Standardabweichung intraluminal der Pulmonalarterie und der Trachea erhoben wurden. Die Standardabweichung der Luft-Messung innerhalb der Trachea wurde dabei als Hintergrundrauschen definiert. Das Hintergrundrauschen war in der Forschungsgruppe (100 kV + Sn) signifikant höher, die CNR signifikant niedriger als in der Kontrollgruppe (120 kV).

Dies deckt sich mit den Ergebnissen von Martini et al<sup>138</sup>, die in ihrer vergleichenden Studie zur Detektion von pulmonalen Noduli bei einem 100 kV + Sn Protokoll generell höhere Rauschwerte feststellten.

Auch die investigative Arbeit von Gordic et al<sup>139</sup> beschäftigte sich mit der objektiven Bildqualität. Das Hintergrundrauschen wurde hier als Standardabweichung eines von den Dichtewerten mit dem Mediastinum vergleichbarem Abschnitt des Phantoms definiert. Es wurde bei Einsatz eines spektralen Filters ein signifikant erhöhtes Hintergrundrauschen gemessen. Im nachfolgenden Vergleich der Rekonstruktionen, insbesondere zwischen den verschiedenen Rekonstruktionsstärken der ADMIRE-Technologie, konnte dieses wiederum signifikant gesenkt werden. Dies ist der Fall, da die ADMIRE-Technologie selbst eine auf dem Modell einer SNR-Messung basierende Rauschunterdrückung beinhaltet. Als guter Mittelwert offenbarte sich in dieser Studie die ADMIRE-Stufe 3, welche das Hintergrundrauschen zwar deutlich reduzierte, sich aber noch nicht wesentlich auf die Darstellung der Anatomie auswirkt.

Bei einer gleichen ADMIRE-Rekonstruktionsstärke (ADMIRE 3) konnten Saltybaeva et al<sup>140</sup> ähnlich konstante Ergebnisse in der objektiven Bildqualität erzielen.

#### 4.2.3 Schlussfolgerungen

In Zusammenschau der Ergebnisse lässt sich ableiten, dass der Einsatz eines 150 kV + Sn Untersuchungsprotokolls sich nicht negativ auf objektive Kenngrößen der Bildqualität auswirkt. Hinsichtlich der Schwächung gibt es keine signifikanten Verschlechterungen, tatsächlich stellt das neue Verfahren Weichteile in für Artefakte prädisponierten Arealen sogar deutlicher dar. Dies ist aber mutmaßlich wesentlich von der Paarung des neuen

Untersuchungsprotokolls mit einem modernen iterativen Rekonstruktionsverfahren bedingt.

Bei insgesamt guten Ergebnissen mit der ADMIRE-Rekonstruktionsstärke 3 ist jedoch besonders darauf hinzuweisen, dass eine genaue Angabe der verwendeten Stärken in aktuellen Studien in der Regel eher ausbleibt. Ebenso bietet die nicht-standardisierte Definition des Hintergrundrauschens, sowie die generelle Verwendung der Kenngrößen SNR und CNR bei iterativer Rekonstruktion weitere Fläche zur Diskussion, da diese maßgeblich durch die modellbasierte Korrektur des Rekonstruktionsverfahrens beeinflusst werden.

## 4.3 Strahlendosis

### 4.3.1 Darstellung der Ergebnisse

Im Untersuchungsabschnitt cCT/HWS hatte die *Gruppe 120 kV Definition AS* den insgesamt niedrigsten CTDI. Der zweitniedrigste Wert wurde in der Gruppe *150 kV + Sn Force* erzielt. An dritter Stelle folgte die Gruppe *120 kV Flash*. Der insgesamt höchste CTDI wurde in der Gruppe *120 kV Force* gemessen. Die Bonferroni-korrigierten Vergleiche legten dar, dass sich die CTDI-Werte aller Gruppen im Scanabschnitt cCT/HWS signifikant unterscheiden.

Der CTDI der Gruppe *150 kV + Sn Force* lag im Untersuchungsabschnitt Tho-Knie signifikant unter denen der anderen Gruppen. An zweiter Stelle folgte die Gruppe *120 kV Flash*. Die Werte der zwei Gruppen *120 kV Force* und *120 kV Definition AS* waren signifikant höher als die der anderen Gruppen.

Die SSDE der Gruppen *150 kV + Sn* und *120 kV Definition AS* lagen im Scanabschnitt cCC/HWS am niedrigsten und zeigten untereinander keine signifikanten Unterschiede. Danach folgte die Gruppe *120 kV Flash*. Das höchste SSDE des Untersuchungsbereichs wurde in der Gruppe *120 kV Force* gemessen.

Im Scanabschnitt Tho-Knie wurde das niedrigste SSDE in der Gruppe *150 kV + Sn Force* gemessen. An zweiter Stelle folgte mit einem signifikant höheren SSDE die Gruppe *120 kV Flash*. Zwischen den Gruppen *120 kV Force* und *120 kV Definition AS*, welche sich gemeinsam den „letzten Platz“ teilten, zeigten sich wiederum keine Differenzen. Insbesondere im Direktvergleich der Gruppen *150 kV + Sn Force* und *120 kV Force* lässt sich bei dem neuen Protokoll im Untersuchungsabschnitt cCT/HWS eine Dosisersparung von ca. 42 %, im Abschnitt Tho-Knie von sogar 64% verzeichnen.

### 4.3.2 Literaturvergleich

Wie anfangs dargelegt sollte ein neues Verfahren hinsichtlich der applizierten Strahlendosis mindestens gleichwertig sein. Ein Vergleich der Dosiswerte von Untersuchungsprotokollen mit *spectral shaping* ist daher ebenso bereits Teil multipler Studien gewesen.

Dewes et al<sup>125</sup> führten eine Dosismessung unter Vergleich der CTDI – und der DLP-Werte durch. Da sowohl der Röhrenstrom der Referenzprotokolle (*automatische kV-Selektion*), als auch der des Forschungsprotokolls (*150 kV + Sn*) automatisch moduliert wurden, wurde die Vergleichbarkeit der Gruppen über eine zusätzliche Messung des Patientenvolumens festgestellt. CTDI und DLP waren bei *150 kV + Sn* signifikant niedriger, als in den anderen Gruppen.

Bodelle et al<sup>137</sup> verglichen im Rahmen ihrer kinderradiologischen Studie CTDI und DLP und bildeten unter Verwendung entsprechender Konversionsfaktoren ein SSDE. Wie bereits beschrieben erfolgte der Vergleich zwischen einem Referenzprotokoll mit 100 kV und einem Forschungsprotokoll mit 100 kV + Sn. Der Zinnfilter wurde mit einer Dicke von 0,6 mm angegeben. Im Direktvergleich war das SSDE der Forschungsgruppe mit einer Einsparung von bis zu 20% signifikant niedriger, als das der Referenzgruppe. Bei aktivierter automatisierter Röhrenstrommodulation wurde in der Studiengruppe gleichzeitig ein signifikant höheres mAs gemessen.

Auch Haubenreisser et al. verglichen in ihrer bereits oben zitierten Studie die applizierten Dosiswerte zwischen *100 kV* und *100 kV + Sn*. Hierfür verglichen sie unter anderem das DLP und das CTDI, welche sich in der Forschungsgruppe mit einer Einsparung von bis zu 90% signifikant niedriger zeigten.

Weis et al<sup>141</sup> führte einen Dosisvergleich bei Kindern zwischen einem *100 kV + Sn* Studienprotokoll und einem *70 kV* Referenzprotokoll durch. Als Vergleichswerte wurden dafür der CTDI, das DLP und ein gebildetes SSDE herangezogen, welche jeweils in der Studiengruppe signifikant niedriger lagen als in der Referenzgruppe.

Auch die Arbeit von Suntharalingam et al<sup>136</sup> zu Ganzkörperstagings bei Multiplem Myelom ging auf einen Vergleich der Dosiswerte ein. In Übereinstimmung mit den Ergebnissen der restlichen Studien lagen CTDI und DLP in der Studiengruppe (*150 kV + Sn*) signifikant unter den Werten der Kontrollgruppe (*100 kV*).

### 4.3.3 Schlussfolgerungen

Nach Vergleich unserer Ergebnisse mit der aktuellen Datenlage ist die Schlussfolgerung zulässig, dass sich die applizierte Strahlendosis bei 150 kV + Sn signifikant gegenüber der bei herkömmlichen Untersuchungsprotokollen senken lässt.

Hinsichtlich des CTDI im Untersuchungsabschnitt cCT/HWS mutmaßen wir, dass das Somatom Definition AS aufgrund weniger fortschrittlicher Dosismodulation auch weniger sensitiv auf Veränderungen des effektiven Querdurchmessers reagiert. Flash und *Force* bieten in dieser Hinsicht sensitivere Mechanismen, was im Rahmen unserer Protokolleinstellung insbesondere am Übergang der Halswirbelsäule zu den Schultern zu konsekutiv höheren CTDI-Werten führte. Die Implementierung der Zinnfilter-Technologie konnte diesen Faktor wieder ausgleichen und führte in der Gruppe 150 kV + Sn *Force* zu ähnlich niedrigen CTDI-Werten wie in der Gruppe mit dem ältesten Gerät (120 kV *Definition AS*). Auch die standardisierten SSDE-Ergebnisse spiegelten dieses Verhalten wieder. Erwartungsgemäß erreichte die Forschungsgruppe 150 kV + Sn *Force* im Abschnitt Tho-Knie die niedrigsten CTDI – und SSDE – Werte. Die anderen Gruppen liegen in diesem Abschnitt gleichermaßen über dem neuen Protokoll. Dies erklärt sich unserer Ansicht nach damit, dass diese bei semi-automatisierter Dosismodulation homogene Bereiche wesentlich strahlenintensiver abdecken. Zu beobachten ist dabei, dass die applizierte Strahlung ein und desselben Protokolls pro Generation ansteigt. Zur Diskussion stehen abschließend dennoch einige grundlegende Punkte. So gibt das viel in der Literatur angegebene DLP insbesondere im Direktvergleich mit dem CTDI einen allenfalls approximativen Eindruck über die Dosis ab. Der CTDI alleine ist jedoch schichtspezifisch, was einen Vergleich wiederum nur bei Untersuchungsobjekten mit ähnlichen Durchmessern zulässig macht. Diese anatomische Vergleichbarkeit wird in den aktuellen Studien zwar überwiegend erwiesen, eine Standardisierung im Rahmen eines SSDE ist aktuell jedoch eher die Ausnahme. Ebenso muss diskutiert werden, dass bei erniedrigter Gesamtdosis teilweise ein signifikanter Anstieg des mAs beobachtet werden konnte. Insbesondere wie sich weitere Prokollparameter wie beispielsweise der Pitchfaktors, oder die mAs-Referenz auf dieses Phänomen auswirken, sollte noch im Rahmen weiterer Forschung untersucht werden.

## 4.4 Limitationen

Die Auswertung und Interpretation der Ergebnisse müssen vor dem Hintergrund einiger Limitationen betrachtet werden.

So ist zunächst der prinzipiell retrospektive Charakter der Studie zu beachten. Insbesondere die von uns rückblickend als sehr gut bewertete Abgrenzbarkeit von Osteolysen mag sich in einer prospektiven Studie vollkommen anders darstellen. Auch die Abgrenzbarkeit von Weichteil, welche durch uns ebenso sehr gut bewertet wurde, kann die diagnostische Güte des Untersuchungsprotokolls in einem prospektiven Design weiter einschränken. Zwar zeigte keiner unserer 40 Patienten extraossäre Manifestationen, die Filterung insbesondere des weicheren Strahlenanteils und der konsekutive Verlust hierfür notwendiger Kontraststufen können eine zielgerichtete Diagnose jedoch beschneiden. Auch Aussagen über die Aktivität des Multiplen Myeloms, beispielsweise bei minimalen Dichtezunahmen der Markräume der Röhrenknochen, könnten hierdurch erschwert werden. Der Einfluss moderner, modellbasierter iterativer Rekonstruktionsverfahren mag den subjektiven Bildeindruck von Weichteilgewebe zwar insgesamt anheben, könnte ansonsten als kleinere Kontraststufen sichtbare Läsionen im Rahmen der rechnerischen Glättung aber auch unkenntlich machen. Fraglich bleibt zudem, inwieweit sich alleine die Verwendung dieser Verfahren auf den Bildeindruck ausgewirkt haben. So ist der subjektive Eindruck der an den älteren Geräten entstandenen Bilddaten dem der neuen Geräte zwar jeweils unterlegen, bei nicht mehr vorliegenden Rohdaten stand die Option einer experimentellen Rekonstruktion nach neueren Methoden jedoch nicht zur Verfügung. Welchen Einfluss das Forschungsprotokoll (150 kV + Sn), und welchen das Rekonstruktionsverfahren (ADMIRE 3) nun also auf die subjektive Bewertung hatte, ist in der vorliegenden Studie nicht zweifelsfrei zu beantworten.

Die Erhebung objektiver Messdaten durch ROI unterliegt ebenso verschiedenen einschränkenden Faktoren. So wurde in der vorliegenden Arbeit zwar speziell darauf geachtet, ROI-Messungen jeweils auf derselben anatomischen Höhe durchzuführen, im Rahmen unterschiedlicher Lagerungen der Patienten war dies zwischen den einzelnen Messzeitpunkten teilweise jedoch nur eingeschränkt realisierbar. Auch die Beschränkung auf eine Mindestgröße von ca. 2 cm<sup>2</sup> pro ROI ist für sich zwar ein guter Ansatz um eine jeweils einigermaßen vergleichbare Anzahl von Pixeln hinsichtlich Schwächung und Standardabweichung zu untersuchen. Insbesondere bei kleineren anatomischen Strukturen kann jedoch eine Verfälschung durch beispielsweise Partialvolumeneffekte

nicht ausgeschlossen werden. Die eben bereits hervorgehobene Verwendung modellbasierter iterativer Rekonstruktionsverfahren könnte diesen Effekt noch weiter beeinflusst haben. Als limitierend muss ebenso angesehen werden, dass die Verwendung allgemein akzeptierter Kenngrößen der objektiven Bildqualität bei diesen Rekonstruktionsverfahren zumindest fraglich ist.

Abschließend muss erwähnt werden, dass die Studienpopulation mit insgesamt 40 Patienten eher gering ausfällt. Im Rahmen des intraindividuellen Vergleichs kann der Studie an sich zwar eine gute statistische Power zugesprochen werden, eine größere Studienpopulation hätte aber unter Umständen die Verwendung parametrischer Tests erlauben, und damit zu genaueren Aussagen führen können.

## 4.5 Ausblick

Wie in der vorliegenden Studie gezeigt wird, sind durch die Implementierung eines Zinnfilters massive Dosisersparungen zu erwarten. Im Rahmen weiterer Studien sollte daher vor allem die Spannweite des klinischen Potentials abgetastet werden.

Insbesondere ist interessant, wie genau sich die Verwendung der Technologie auf die Darstellung feinerer Kontraststufen des Weichteilgewebes auswirkt. In Kongruenz zu der vorliegenden Studie könnten sich beispielsweise Fragestellungen bezüglich extraossärer Manifestationen anschließen. Auch die Frage hinsichtlich des Aktivitätsstatus des Multiplen Myeloms selbst birgt interessante Möglichkeiten. Sollte sich die Technologie beispielsweise positiv behaupten können, wäre auch eine Ausdehnung auf weitere onkologische Entitäten mit bevorzugtem Befall der Markräume möglich. Um bei zukünftigen Studien gleichzeitig eine Aussage über den Effekt der iterativen Rekonstruktion zu ermöglichen, könnten beispielsweise dieselben Patientendaten mit mehreren ADMIRE-Stufen rekonstruiert werden.

Unsere Fragestellung hinsichtlich der Darstellung von knöchernen Strukturen aufgreifend, könnte weiterhin untersucht werden, inwiefern sich die Technologie auf zielgerichtete traumatologische Fragestellungen anwenden lässt. Insbesondere zur umfassenden Diagnostik von Frakturen, sowie zur anschließenden OP-Planung ist die Computertomographie bei entsprechender Indikation ein beliebtes Verfahren. Auch Anpassungen des Studienprotokolls sind als Grundlage weiterer Forschung interessant. Ein interessanter Aspekt wäre beispielsweise, wie sich der Zusammenhang von Strahlendosis zu Bildqualität bei weiterer Optimierung des Pitchfaktors verhält.

## 5 Zusammenfassung

Die CT-Diagnostik gewinnt auch über 100 Jahre nach der Entdeckung der Röntgenstrahlung noch immer weiter an Bedeutung im klinischen Alltag. Insbesondere im Bereich des Stagings und der onkologischen Follow-Up-Untersuchungen zählt die Ganzkörper-CT derzeit vielerorts als diagnostischer Goldstandard. Dabei muss jedoch in Kauf genommen werden, dass es zur Applikation nicht unerheblicher Dosiswerte kommt. Das Risiko von Folgeschäden ist dabei nicht von der Hand zu weisen, wobei das Folgemalignom als besonders gefürchtete Komplikation gilt. Die Optimierung der Computertomographie und die Minimierung möglicher Folgeschäden ist daher Gegenstand konstanter klinischer Forschung. Dennoch muss eine Reduktion der Strahlendosis nur äußerst feinfühlig erfolgen, da sie auf technischer Ebene eng mit der realisierbaren Bildqualität korreliert.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Nutzen eines 150 kV + Sn Zinnfilter- Protokolls am Gerät Siemens Somatom *Force* zu untersuchen. Hierbei sollte vor allem darauf eingegangen werden, wie viel Strahlendosis durch die Implementierung eines solchen Protokolls eingespart werden kann, wie sich das Protokoll auf die subjektive und objektive Bildqualität auswirkt, sowie welcher weitere klinische Nutzen zu erwarten ist. Bisher konnten sich ähnliche Protokolle bereits im Rahmen anderer Fragestellungen als nützlich beweisen.<sup>125,135,136</sup>

Insgesamt 40 Patienten mit Ganzkörper-Staging im Rahmen eines Multiplen Myeloms wurden in die Studie inkludiert (28 Frauen, 12 Männer). Diese wurden im vereinbarten Untersuchungszeitraum mit dem durch die Ethikkommission genehmigten Studienprotokoll (*150 kV + Sn Force*) untersucht und waren jeweils retrospektiv auch Teil der anderen Gruppen gewesen (*120 KV Definition AS, 120 KV Flash, 120 kV Force*). Auch wenn der intraindividuelle Vergleich inhärent mit einer höheren statistischen Power einhergeht, wurden sicherheitshalber an vordefinierten Stellen Querdurchmesser der Patienten erhoben, um biometrische Gleichheit zu beweisen. Hier ließen sich keine signifikanten Unterschiede messen.

Die Bilddaten der Patienten wurden randomisiert und doppelt verblindet von zwei dem Projekt fremden und berufserfahrenen Radiologen hinsichtlich der subjektiven Bildqualität ausgewertet. Ein Bezug zu den technischen Hintergrundinformationen der Aufnahme war zu keinem Zeitpunkt möglich. Anschließend erfolgte die statistische

Auswertung objektiver Daten. Zum Vergleich der Bildqualität wurden jeweils gemittelte Schwächungswerte aus Muskeln aus artefaktfreien und aus von Artefakten beladenen Arealen erhoben. Aufgrund des homogenen Charakters der Muskeln wurde die ebenso jeweils gemittelte Standardabweichung dieser Strukturen als Hintergrundrauschen definiert. Hieraus wurde eine SNR errechnet. Der Vergleich von Dosiswerten erfolgte über die aus dem Patientenprotokoll entnehmbaren Angaben, insbesondere des CTDI. Gemeinsam mit den erhobenen Querdurchmessern wurde hieraus eine SSDE gebildet. Bei allen subjektiven Vergleichen der Studiengruppe (150 kV + Sn *Force*) wurde bei jeweils starker Korrelation nach Spearman und starker bis sehr starker Übereinstimmung nach Cohen eine gute bis sehr gute Bildqualität attestiert. Damit stellt das Untersuchungsprotokoll Bilder durchweg besser als das Referenzprotokoll auf den Geräten Somatom Definition AS und Somatom Definition Flash dar. Im Direktvergleich zum Referenzprotokoll auf dem Somatom *Force* ist das Studienprotokoll jeweils mindestens gleichwertig. Im objektiven Vergleich der Bildqualität zeigte sich als Gütekriterium zunächst, dass Muskeln artefaktfreier Areale in allen vier Gruppen gleich gut dargestellt werden. Bereits bei der Betrachtung der Schwächungswerte artefaktbeladener Muskeln wurde deutlich, dass die anderen Protokolle mit signifikant höherem Signalverlust zu kämpfen haben. Auch das Bildpunktrauschen war in der Studiengruppe (150 kV + Sn *Force*) überwiegend signifikant niedriger, als das der anderen Gruppen. Lediglich in Artefaktarealen des Untersuchungsabschnitts cCT/HWS konnte die Gruppe 120 kV *Force* vergleichbar niedrige Rauschwerte aufweisen ( $p = 1$ ), der Vergleich der SNR wiederholte dieses Ergebnis. CTDI und SSDE der Gruppe 150 kV *Force* zeigten im Untersuchungsabschnitt cCT/HWS insbesondere der Gruppe 120 kV *Force* gegenüber signifikante Dosisersparungen von ca. 42 %, im Abschnitt Tho-Knie sogar 64%. Zusammenfassend zeigte sich durch die Implementierung des Studienprotokolls also mehrheitlich eine Verbesserung sowohl der subjektiven, als auch der objektiven Bildqualität. Bei einer durchschnittlichen Reduktion der applizierten Strahlendosis von ca. 40-60 % (gegenüber dem Referenzprotokoll am Somatom *Force*) ist der Einsatz des Studienprotokolls für die hier untersuchte Fragestellung im klinischen Alltag also uneingeschränkt zu empfehlen.

## 6 Summary

More than a century after the discovery of X-rays by Roentgen, Computed Tomography continues to gain importance in clinical practice. Especially in the area of staging and oncological follow-up examinations, whole-body CT is currently widely considered the diagnostic gold standard. However, it has to be considered that this leads to the exposure of patients to significant amounts of radiation dose. The risk of simultaneously provoking adverse effects cannot be dismissed, whereby a secondary malignancy is considered a particularly feared complication. The optimization of computed tomography and the minimization of possible consequential damages is therefore the subject of constant clinical research. Nevertheless, a reduction of radiation dose only has to be carried out carefully, as it correlates closely with the achievable image quality on a technical level. The aim of this study was to investigate the benefits of a 150 kV + Sn tin filter protocol on the Siemens Somatom *Force*. The main focus was how much radiation dose can be saved absolutely by implementing such a protocol, how the protocol affects subjective and objective image quality, and what further clinical benefits can be expected. So far, similar protocols have already proven useful in the context of other questions.<sup>125,135,136</sup>

A total of 40 patients with whole-body staging of multiple myeloma were included in the study (28 women, 12 men). These were examined in the agreed study period with the study protocol approved by the Ethics Committee (*150 kV + Sn Force*) and were also retrospectively part of the other groups (*120 KV Definition AS*, *120 KV Flash*, *120 kV Force*). Even though the intraindividual comparison is inherently associated with a higher statistical power, for safety's sake, cross-sectional diameters of the patients were measured at predefined locations in order to prove biometric equality. No significant differences could be measured here. The image data of the patients were subjectively evaluated by two experienced radiologists who were not part of the project in a process of randomized and doubly blinded rating. No reference to the technical background information or the used protocol was given at any time. Subsequently, the statistical evaluation of objective data was performed. To compare objective image quality, averaged Hounsfield Units values were collected from muscles in artifact-free and artifact-laden areas. Due to the homogeneous character of the muscles, the averaged standard deviation of these structures was defined as background noise. From this a Signal-to-Noise-Ratio (SNR) was calculated. The comparison of dose values was carried out using the information provided in the patient protocol, in particular the CTDI. A Size-

specific Dose Estimate (SSDE) was formed by standardizing CTDI values with the collected cross-sectional patient diameters.

In all subjective comparisons of the study group (*150 kV + Sn Force*), image quality was attested as being either good or very good. Spearman correlation was very strong each time, with Cohen inter-rater-agreement being either strong or very strong. In comparison to the reference protocol on the devices Somatom Definition AS and Somatom Definition Flash, the study protocol consistently scored significantly higher ratings. In a direct comparison to the reference protocol on the Somatom *Force*, the study protocol is at least equivalent. When comparing objective image quality, the first quality criterion was an equally well presentation of muscles in all four groups. Already when comparing the HU values of artefact-loaded muscles, it became clear that the reference protocol groups had to struggle with significantly higher signal loss. Pixel noise was also significantly lower in the study group (*150 kV + Sn Force*) than in the other groups. Only in artefact-loaded areas of the Head/Neck-section, the *120 kV Force* group showed comparably low noise values ( $p = 1$ ). Comparison of the SNR showed similar results. In direct comparison of CTDI and SSDE values of the study group (*150 kV + SN Force*) to the group *120 kV Force*, a reduction of radiation dose of approximately 42% in the cCT/neck-Area, and even 64% in the body-recording was measured. In summary, the implementation of the study protocol resulted in at least equally good subjective image quality and an overall improvement of objective image quality. With an average reduction of of approx. 42-64 % radiation dose (compared to the reference protocol on the Somatom *Force*), the implementation of the study protocol in clinical practice is therefore recommended without restriction.

## 7 Quellenverzeichnis

1. Vogl TJ, Reith W, Rummeny EJ. *Diagnostische Und Interventionelle Radiologie*. Springer Berlin Heidelberg; 2011.
2. Reiser M, Kuhn FP, Debus J. *Duale Reihe Radiologie*. Thieme; 2017.
3. Hachenberger CT-S, A.; Dr. Löbke-Reinl, A.; Dr. Peter, J. Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung: Jahresbericht 2015. In: Bundesministerium für Umwelt N, Bau und Reaktorsicherheit (BMUB), ed: Bundesamt für Strahlenschutz (BfS); 2015.
4. Kahl-Scholz M, Vockelmann C. *Basiswissen Radiologie: Nuklearmedizin und Strahlentherapie*. Springer Berlin Heidelberg; 2017.
5. Fischer J. *Größen und Einheiten der Elektrizitätslehre*. Springer Berlin Heidelberg; 2013.
6. Curry TS, Dowdey JE, Murry RC. *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology*. Lea & Febiger; 1990.
7. Seibt W. *Physik für Mediziner*. Thieme; 2003.
8. Müller O. *Chemie einfach und verständlich*. Books on Demand; 2014.
9. Beavon R, Jarvis A. *Structure, Bonding and Main Group Chemistry*. Nelson Thornes Limited; 2003.
10. Kuwert T, Bockisch A. *Nuklearmedizin*. Thieme; 2008.
11. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med*. 2007;357(22):2277-2284.
12. Lüders K, Oppen G. *Relativistische Physik - von der Elektrizität zur Optik*. De Gruyter; 2015.
13. Schmidt T, Freyschmidt J. *Handbuch diagnostische Radiologie: Strahlenphysik, Strahlenbiologie, Strahlenschutz*. Springer Berlin Heidelberg; 2013.
14. Novelline RA, Squire LF, Heuck A. *Squire's Radiologie: Grundlagen der klinischen Diagnostik für Studium und Praxis*. Schattauer; 2007.
15. Wong VS, Tan SY. Wilhelm Conrad Rontgen (1845-1923): a light in the dark. *Singapore Med J*. 2009;50(9):851-852.
16. Hall EJ, Giaccia AJ. *Radiobiology for the Radiologist*. Lippincott Williams & Wilkins; 2006.

17. Compton AH. On the Mechanism of X-Ray Scattering. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 1925;11(6):303-306.
18. Zimmer EA, Zimmer-Brossy M. *Lehrbuch der Röntgendiagnostischen Technik: Für Röntgenassistentinnen und Ärzte*. Springer Berlin Heidelberg; 2013.
19. Bertin EP. *Principles and Practice of X-Ray Spectrometric Analysis*. Springer US; 2012.
20. May MS, Brand M, Lell MM, et al. Radiation dose reduction in paranasal CT by spectral shaping. *Neuroradiology*. 2017.
21. Hüter-Becker A, Klein D. *Biomechanik, Bewegungslehre, Leistungsphysiologie, Trainingslehre*. Thieme; 2005.
22. Kirsch J, May CA, Lorke D, Winkelmann A, Schwab W. *Taschenlehrbuch Anatomie*. Thieme; 2010.
23. Hofer M, Abanador N. *The Chest X-ray: A Systematic Teaching Atlas*. Thieme; 2007.
24. Dtrx. Tomography, illustration of the basic principle. [https://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=File:TomographyPrinciple\\_Illustration.png&oldid=160061472](https://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=File:TomographyPrinciple_Illustration.png&oldid=160061472). Published 2009. Updated 2009/06/29/. Accessed.
25. Brant WE, Helms CA. *Fundamentals of Diagnostic Radiology*. Wolters Kluwer Health; 2012.
26. Zabel H. *Radiology, Lasers, Nanoparticles and Prosthetics: Volume 2: Radiology, Lasers, Nanoparticles, and Prosthetics*. De Gruyter; 2017.
27. Bushberg JT. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams & Wilkins; 2002.
28. Mould RF. *A Century of X-Rays and Radioactivity in Medicine: With Emphasis on Photographic Records of the Early Years*. Taylor & Francis; 1993.
29. Albes G. *Facharztprüfung Radiologie: 1250 kommentierte Prüfungsfragen ; 7 Tabellen*. Thieme; 2010.
30. Schröder UG, Schröder BS, Rödel R. *Strahlenschutzkurs für Mediziner*. Thieme; 2015.

31. Bücheler E, Götttsche T. *Einführung in die Radiologie: Diagnostik und Interventionen ; 116 Tabellen*. Thieme; 2006.
32. Barrett HH, Swindell W. *Radiological Imaging: The Theory of Image Formation, Detection, and Processing*. Elsevier Science; 2012.
33. Carter C, Veale B. *Digital Radiography and PACS - E-Book*. Elsevier Health Sciences; 2013.
34. Kalender WA. *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. Wiley; 2011.
35. Seeram E. *Computed Tomography - E-Book: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control*. Elsevier Health Sciences; 2015.
36. Guerra AD. *Ionizing Radiation Detectors for Medical Imaging*. 2004.
37. Krestin GP, Glazer GM. *Advances in CT IV: 4th International Scientific User Conference SOMATOM PLUS CT Rotterdam, March 1998*. Springer Berlin Heidelberg; 2012.
38. Mamourian AC, Litt HI. *CT Imaging: Practical Physics, Artifacts, and Pitfalls*. OUP USA; 2013.
39. Schafer S, Alejandre-Lafont E, Schmidt T, Gizewski ER, Fiebich M, Krombach GA. Dose management for X-ray and CT: systematic comparison of exposition values from two institutes to diagnostic reference levels and use of results for optimisation of exposition. *Rofo*. 2014;186(8):785-794.
40. Dietlein M, Kopka K, Schmidt M. *Nuklearmedizin: Basiswissen und klinische Anwendung*. Schattauer GmbH; 2017.
41. Hempel ED, Hoheisel MD, Popescu SPD, David CD, Donath TD, Pfeiffer FDP. Röntgen-CT-System zur Röntgen-Phasenkontrast-und/oder Röntgen-Dunkelfeld-Bildgebung. In: Google Patents; 2013.
42. Königlich Sächsische Gesellschaft der Wissenschaften zu L. Berichte über die Verhandlungen der Königlich Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften zu Leipzig. Mathematisch-Physische Classe. *Mathematisch-Physische Classe*. 1849:v.

43. Buzug TM. *Einführung in die Computertomographie: Mathematisch-physikalische Grundlagen der Bildrekonstruktion*. Springer Berlin Heidelberg; 2011.
44. Cormack AM. Representation of a Function by Its Line Integrals, with Some Radiological Applications. *Journal of Applied Physics*. 1963;34(9):2722-2727.
45. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol*. 1973;46(552):1016-1022.
46. Nobelstiftelsen. *Physiology Or Medicine: 1971-1980*. Nobel Foundation; 1964.
47. Mahesh M. *MDCT Physics: The Basics - Technology, Image Quality and Radiation Dose*. Lippincott Williams & Wilkins; 2009.
48. Hsieh J. *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*. SPIE Press; 2003.
49. Heiken JP, Brink JA, Vannier MW. Spiral (helical) CT. *Radiology*. 1993;189(3):647-656.
50. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology*. 1990;176(1):181-183.
51. Fishman EK, Horton KM. The increasing impact of multidetector row computed tomography in clinical practice. *European journal of radiology*. 2007;62:1-13.
52. Flohr TG, Schaller S, Stierstorfer K, Bruder H, Ohnesorge BM, Schoepf UJ. Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques. *Radiology*. 2005;235(3):756-773.
53. Goldman LW. Principles of CT: multislice CT. *J Nucl Med Technol*. 2008;36(2):57-68; quiz 75-56.
54. Sorantin E, Riccabona M, Stucklschweiger G, Guss H, Fotter R. Experience with volumetric (320 rows) pediatric CT. *European journal of radiology*. 2013;82(7):1091-1097.
55. Hurlock GS, Higashino H, Mochizuki T. History of cardiac computed tomography: single to 320-detector row multislice computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2009;25 Suppl 1:31-42.

56. Flohr T, Stierstorfer K, Raupach R, Ulzheimer S, Bruder H. Performance evaluation of a 64-slice CT system with z-flying focal spot. *Rofo*. 2004;176(12):1803-1810.
57. Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P, Scheffel H. *Wie funktioniert CT?* : Springer Berlin Heidelberg; 2011.
58. Schardt P, Deuringer J, Freudenberger J, et al. New x-ray tube performance in computed tomography by introducing the rotating envelope tube technology. *Med Phys*. 2004;31(9):2699-2706.
59. Dössel O, Buzug TM. *Medizinische Bildgebung*. De Gruyter; 2014.
60. Brüning R, Küttner A, Flohr T. *Mehrschicht-CT: Ein Leitfaden*. Springer Berlin Heidelberg; 2008.
61. Aach T, Flohr T, Mertelmeier T, et al. *Medizinische Bildgebung*. De Gruyter; 2014.
62. Kalra MK, Saini S, Rubin GD. *MDCT: From Protocols to Practice*. Springer Milan; 2009.
63. Petersilka M, Bruder H, Krauss B, Stierstorfer K, Flohr TG. Technical principles of dual source CT. *European journal of radiology*. 2008;68(3):362-368.
64. Megibow AJ, Chandarana H, Hindman NM. Increasing the precision of CT measurements with dual-energy scanning. *Radiology*. 2014;272(3):618-621.
65. Linsenmaier U, Reiser M. [Multislice computed tomography in emergency radiology]. *Radiologe*. 2009;49(6):479-480.
66. Berrington de Gonzalez A, Mahesh M, Kim KP, et al. Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. *Arch Intern Med*. 2009;169(22):2071-2077.
67. Krug KB. *Thoraxdiagnostik*. Thieme; 2005.
68. Prokop M, Engelke C. *Ganzkörper-Computertomographie: Spiral- und Multislice-CT; 328 Tabellen*. Thieme; 2007.
69. Schicha H, Schober O. *Nuklearmedizin: Basiswissen und klinische Anwendung ; mit 66 Tabellen und 101 Kasuistiken*. Schattauer; 2007.
70. Schmiedel R, Claussen C, Lochner B. *Dynamische Computertomographie: Grundlagen und klinische Anwendung*. Springer Berlin Heidelberg; 2013.

71. Willich E, Georgi P, Kuttig H, Wenz W. *Radiologie und Strahlenschutz: einschließlich neuer bildgebender Verfahren*. Springer Berlin Heidelberg; 2013.
72. Boas FE, Fleischmann D. CT artifacts: causes and reduction techniques. *Imaging Med*. 2012;4(2):229-240.
73. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics*. 2004;24(6):1679-1691.
74. Wenz W, Kauffmann GW, Brado M, et al. *Röntgenfibel: Praktische Anleitung für Eingriffe in der Röntgendiagnostik und interventionellen Radiologie*. Springer Berlin Heidelberg; 2013.
75. Buzug TM. *Computed Tomography: From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT*. Springer Berlin Heidelberg; 2008.
76. Flower MA. *Webb's Physics of Medical Imaging, Second Edition*. Taylor & Francis; 2012.
77. Mehran Y, Luc B. Artifacts in Spiral X-ray CT Scanners: Problems and Solutions. *International Journal of Electrical, Computer, Energetic, Electronic and Communication Engineering*. 2007;1:1598-1603.
78. Greess H, Wolf H, Baum U, Kalender WA, Bautz W. [Dosage reduction in computed tomography by anatomy-oriented attenuation-based tube-current modulation: the first clinical results]. *Rofo*. 1999;170(3):246-250.
79. McCollough CH, Primak AN, Braun N, Kofler J, Yu L, Christner J. Strategies for reducing radiation dose in CT. *Radiol Clin North Am*. 2009;47(1):27-40.
80. Tack D, Kalra MK, Gevenois PA. *Radiation Dose from Multidetector CT*. Springer Berlin Heidelberg; 2012.
81. Shaw CC. *Cone Beam Computed Tomography*. Taylor & Francis; 2014.
82. Dendy PP, Heaton B. *Physics for Diagnostic Radiology, Third Edition*. Taylor & Francis; 2011.
83. Gupta AK, Chowdhury V, Khandelwal N. *Diagnostic Radiology: Recent Advances and Applied Physics in Imaging*. Jaypee Brothers, Medical Publishers Pvt. Limited; 2013.
84. Kermani F, Davies M. *Patient Compliance: Sweetening the Pill*. Taylor & Francis; 2016.

85. Kraif U, Rat DW. *Duden - das große Fremdwörterbuch: Herkunft und Bedeutung der Fremdwörter ; [über 85000 Fremdwörter aus der Allgemeinsprache und den wichtigsten Fachsprachen ; ausführliche Herkunfts- und Bedeutungsangaben ; exakte Beschreibung von Rechtschreibung, Worttrennung, Aussprache und Grammatik ; mit "umgekehrtem" Fremdwörterbuch "Deutsches Wort - Fremdwort", neu nach der verbindlichen Rechtschreibregelung].* Dudenverlag; 2007.
86. Brüning R, Küttner A, Flohr T. *Protocols for Multislice CT.* Springer Berlin Heidelberg; 2006.
87. Webb WR, Brant WE, Major NM. *Fundamentals of Body CT E-Book.* Elsevier Health Sciences; 2014.
88. Wilting JE, Timmer J. Artefacts in spiral-CT images and their relation to pitch and subject morphology. *Eur Radiol.* 1999;9(2):316-322.
89. Koelzer W. Natürliche und zivilisatorische Strahlenexposition des Menschen in Deutschland. *Kalium.* 2014;40:7.
90. Nekolla E, Griebel J, Brix G. Die Strahlenexposition der Bevölkerung durch Röntgenuntersuchungen in Deutschland: 1996 bis 2011. *Fortschr Röntgenstr.* 2014;186(S 01):WI\_PO47.
91. Baert AL, Tack D, Gevenois PA. *Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography.* Springer Berlin Heidelberg; 2007.
92. Leinsinger G, Hahn K. *Indikationen zur bildgebenden Diagnostik.* Springer Berlin Heidelberg; 2013.
93. Prokop M. Radiation dose in computed tomography. Risks and challenges. *Radiologe.* 2008;48(3):229-242.
94. Prokop M. Optimizing dosage in thoracic computerized tomography. *Der Radiologe.* 2001;41(3):269-278.
95. Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Phys Med.* 2012;28(2):94-108.
96. Verlag WZ. *Multiplres Myelom: Empfehlungen zur Diagnostik, Therapie und Nachsorge.* W. Zuckschwerdt Verlag; 2017.

97. Nau KC, Lewis WD. Multiple myeloma: diagnosis and treatment. *Am Fam Physician*. 2008;78(7):853-859.
98. Herold G. *Innere Medizin: eine vorlesungsorientierte Darstellung, unter Berücksichtigung des Gegenstandskataloges für die Ärztliche Prüfung, mit ICD 10-Schlüssel im Text und Stichwortverzeichnis*. Herold, Gerd; 2016.
99. Altieri A, Chen B, Bermejo JL, Castro F, Hemminki K. Familial risks and temporal incidence trends of multiple myeloma. *Eur J Cancer*. 2006;42(11):1661-1670.
100. Zangari M, Barlogie B, Anaissie E, et al. Deep vein thrombosis in patients with multiple myeloma treated with thalidomide and chemotherapy: effects of prophylactic and therapeutic anticoagulation. *British journal of haematology*. 2004;126(5):715-721.
101. Hoffbrand AV. *Grundkurs Hämatologie*. Blackwell-Verlag; 2003.
102. Berger DP, Engelhardt R, Mertelsmann R. *Das rote Buch: Hämatologie und internistische Onkologie ; [mit 145 Therapie-Protokollen]*. ecomed Medizin; 2010.
103. Freyschmidt J. *Skeletterkrankungen: Klinisch-radiologische Diagnose und Differentialdiagnose*. Springer Berlin Heidelberg; 2016.
104. Almendral AC, Brunner KW, Nagel GA. *Internistische Krebstherapie*. Springer Berlin Heidelberg; 2013.
105. Frick P. *Blut- und Knochenmarksmorphologie: Einführender Atlas in die morphologische Hämatologie*. Thieme; 2003.
106. Schlegel PDB. *Sechsendsechzigster Kongress: Gehalten zu Wiesbaden vom 25.–28. April 1960*. J.F. Bergmann-Verlag; 2013.
107. Siegenthaler W, Aeschlimann A. *Siegenthalers Differenzialdiagnose: innere Krankheiten - vom Symptom zur Diagnose ; 323 Tabellen*. Thieme; 2005.
108. Korde N, Kristinsson SY, Landgren O. Monoclonal gammopathy of undetermined significance (MGUS) and smoldering multiple myeloma (SMM): novel biological insights and development of early treatment strategies. *Blood*. 2011;117(21):5573-5581.
109. Goldschmidt H, Cremer FW, Möhler TM, Ho AD. Multiples Myelom. *Der Internist*. 2003;44(5):599-618.

110. Durie BG, Salmon SE. A clinical staging system for multiple myeloma correlation of measured myeloma cell mass with presenting clinical features, response to treatment, and survival. *Cancer*. 1975;36(3):842-854.
111. Palumbo A, Avet-Loiseau H, Oliva S, et al. Revised International Staging System for Multiple Myeloma: A Report From International Myeloma Working Group. *Journal of Clinical Oncology*. 2015;33(26):2863-2869.
112. Schmoll HJ, Höffken K, Possinger K. *Kompendium Internistische Onkologie Standards in Diagnostik und Therapie: Teil I: Epidemiologie, Tumorbilogie, Zytostatika, Prinzipien der Tumortherapie, Supportive Maßnahmen. Teil II: Therapiekonzepte maligner Tumoren. Teil III: Indikationen und Therapiekonzepte Kurzversion*. Springer Berlin Heidelberg; 2009.
113. Paumgartner G, Brandt T, Steinbeck G, et al. *Therapie innerer Krankheiten*. Springer Berlin Heidelberg; 2013.
114. Jung W, Zettl F, Schroers R. Multiples Myelom - Therapie. *Dtsch med Wochenschr*. 2005;130(06):283-286.
115. Kuehl WM, Bergsagel PL. Multiple myeloma: evolving genetic events and host interactions. *Nature Reviews Cancer*. 2002;2(3):175-187.
116. Mai EK, Bertsch U, Durig J, et al. Phase III trial of bortezomib, cyclophosphamide and dexamethasone (VCD) versus bortezomib, doxorubicin and dexamethasone (PAd) in newly diagnosed myeloma. *Leukemia*. 2015;29(8):1721-1729.
117. Block F, Prüter C. *Medikamentös induzierte neurologische und psychiatrische Störungen*. Springer Berlin Heidelberg; 2006.
118. Heinzerling L, Hartmann A, Hund M, Schuler G. *Medikamentöse Tumortherapie in der Dermato-Onkologie*. Springer Berlin Heidelberg; 2013.
119. Seidel H-J. Faktoren der Leukämogenese. Paper presented at: Neunundsiebzigster Kongress1973.
120. Granell M, Calvo X, Garcia-Guinon A, et al. Prognostic impact of circulating plasma cells in patients with multiple myeloma: implications for plasma cell leukaemia definition. *Haematologica*. 2017.
121. Bhutani M, Landgren O. [Imaging in smoldering (asymptomatic) multiple myeloma. Past, present and future]. *Radiologe*. 2014;54(6):572, 574-581.

122. McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. *Radiographics*. 2002;22(6):1541-1553.
123. Shenoy P, Sinha R, Tumej JW, Lechowicz MJ, Flowers CR. Surveillance computed tomography scans for patients with lymphoma: is the risk worth the benefits? *Clinical lymphoma, myeloma & leukemia*. 2010;10(4):270-277.
124. Ferlay J, Soerjomataram I, Dikshit R, et al. Cancer incidence and mortality worldwide: sources, methods and major patterns in GLOBOCAN 2012. *Int J Cancer*. 2015;136(5):E359-386.
125. Dewes P, Frellesen C, Scholtz JE, et al. Low-dose abdominal computed tomography for detection of urinary stone disease - Impact of additional spectral shaping of the X-ray beam on image quality and dose parameters. *European journal of radiology*. 2016;85(6):1058-1062.
126. Haubenreisser H, Meyer M, Sudarski S, Allmendinger T, Schoenberg SO, Henzler T. Unenhanced third-generation dual-source chest CT using a tin filter for spectral shaping at 100kVp. *European Journal of Radiology*. 2015;84(8):1608-1613.
127. SOMATOM Definition Flash - CT Scanner - Siemens Healthineers Deutschland. <https://www.healthcare.siemens.de/computed-tomography/dual-source-ct/somatom-definition-flash/technical-specifications>. Accessed 2017/11/19, 2017.
128. CT Scanner - SOMATOM Force - Siemens Healthineers Deutschland. <https://www.healthcare.siemens.de/computed-tomography/dual-source-ct/somatom-force/technical-specifications>. Accessed 2017/11/19, 2017.
129. SOMATOM Definition AS - Siemens Healthineers Deutschland. <https://www.healthcare.siemens.de/computed-tomography/single-source-ct/somatom-definition-as/technical-specifications>. Accessed 2017/12/10, 2017.
130. Raman SP, Johnson PT, Deshmukh S, Mahesh M, Grant KL, Fishman EK. CT dose reduction applications: available tools on the latest generation of CT scanners. *Journal of the American College of Radiology : JACR*. 2013;10(1):37-41.

131. ADMIRE – Advanced Modeled Iterative Reconstruction. <https://www.healthcare.siemens.com/computed-tomography/technologies-innovations/admire>. Accessed 2017/12/10, 2017.
132. Brink JA, Morin RL. *Size-specific dose estimation for CT: how should it be used and what does it mean?* : Radiological Society of North America, Inc.; 2012.
133. Christner JA, Braun NN, Jacobsen MC, Carter RE, Kofler JM, McCollough CH. Size-specific dose estimates for adult patients at CT of the torso. *Radiology*. 2012;265(3):841-847.
134. Haubenreisser H, Meyer M, Sudarski S, Allmendinger T, Schoenberg SO, Henzler T. Unenhanced third-generation dual-source chest CT using a tin filter for spectral shaping at 100kVp. *European journal of radiology*. 2015;84(8):1608-1613.
135. Braun FM, Johnson TR, Sommer WH, Thierfelder KM, Meinel FG. Chest CT using spectral filtration: radiation dose, image quality, and spectrum of clinical utility. *Eur Radiol*. 2015;25(6):1598-1606.
136. Suntharalingam S, Mikat C, Wetter A, et al. Whole-body ultra-low dose CT using spectral shaping for detection of osteolytic lesion in multiple myeloma. *Eur Radiol*. 2018;28(6):2273-2280.
137. Bodelle B, Fischbach C, Booz C, et al. Single-energy pediatric chest computed tomography with spectral filtration at 100 kVp: effects on radiation parameters and image quality. *Pediatr Radiol*. 2017;47(7):831-837.
138. Martini K, Barth BK, Nguyen-Kim TD, Baumüller S, Alkadhi H, Frauenfelder T. Evaluation of pulmonary nodules and infection on chest CT with radiation dose equivalent to chest radiography: Prospective intra-individual comparison study to standard dose CT. *European journal of radiology*. 2016;85(2):360-365.
139. Gordic S, Morsbach F, Schmidt B, et al. Ultralow-dose chest computed tomography for pulmonary nodule detection: first performance evaluation of single energy scanning with spectral shaping. *Investigative radiology*. 2014;49(7):465-473.

140. Saltybaeva N, Martini K, Frauenfelder T, Alkadhi H. Organ Dose and Attributable Cancer Risk in Lung Cancer Screening with Low-Dose Computed Tomography. *PLoS One*. 2016;11(5):e0155722.
141. Weis M, Henzler T, Nance JW, Jr., et al. Radiation Dose Comparison Between 70 kVp and 100 kVp With Spectral Beam Shaping for Non-Contrast-Enhanced Pediatric Chest Computed Tomography: A Prospective Randomized Controlled Study. *Investigative radiology*. 2017;52(3):155-162.

## 8 Schriftliche Erklärung

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

Vergleich von Niedrigdosis CT Protokollen zur nativen Knochendarstellung hinsichtlich Bildqualität und Dosis

Im Institut für Interventionelle und Diagnostische Radiologie die Universitätsklinik der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main, unter Betreuung und Anleitung von Herrn Prof. Dr. Martin Beeres mit Unterstützung durch Herrn Dr. med Andreas Michael Bucher ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe. Darüber hinaus versichere ich, nicht die Hilfe einer kommerziellen Promotionsvermittlung in Anspruch genommen zu haben.

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

Tübingen, 21.09.2020

Andreas S. Brendlin

---

(Ort, Datum)

---

(Unterschrift)