

Roland Tiefling

Einfluss der Aufnahmeparameter eines Computertomographen
auf die im Bestrahlungsplanungssystem errechnete
therapeutische Dosisverteilung

DIPLOMARBEIT

zur Erlangung des akademischen Grades
Diplom-Ingenieur

Diplomstudium Technische Physik



Technische Universität Graz

Betreuer:

Ao. Univ.-Prof. DI Dr. Peter Kindl
Institut für Materialphysik
Technische Universität Graz

in Kooperation mit:

Univ. Klinik für Strahlentherapie-Radioonkologie
Medizinische Universität Graz

Graz, November 2010

Kurzfassung

Die Verwendung von CT-Daten für die Dosisberechnung in der Strahlentherapie erfordert die Umrechnung von Hounsfield-Werten in Massen- oder Elektronendichten. Im Bestrahlungsplanungsprogramm wird dafür eine CT-Dichte-Konversionstabelle verwendet. In Abhängigkeit von den für die CT-Aufnahme verwendeten Einstellungen können die vom Computertomographen gemessenen Hounsfield-Werte variieren. Das Ausmaß dieser Abweichungen und mögliche Folgen für die Dosisberechnung wurden untersucht.

Neben dem Toshiba Aquilion LB CT-Scanner und der Pinnacle³ Software von Philips zur Bestrahlungsplanung wurde zur Ermittlung der Beziehung zwischen Massendichten und Hounsfield-Werten das Gammex-RMI 467 Festkörperphantom verwendet. Nach vorbereitenden Untersuchungen, die die Qualität der Messungen garantierten, wurden Konversionstabellen in Abhängigkeit folgender Parameter erstellt: Röhrenspannung, Röhrenstrom, FoV (Field of View), Rekonstruktionsfilter, Scanprinzip (Einzelschicht, Spirale), Schichtdicke, Image-Filter, Boost-Funktion und Umlaufzeit. Die resultierenden Kalibrierungskurven wurden durch Geraden approximiert und die Standardabweichungen der Steigungen als Maß für die Änderung der HU-Werte angegeben.

Während bei Variation der Röhrenspannung eine relative Standardabweichung von bis zu 19 % für die Steigung der Kalibrierungskurve beobachtet werden konnte, überschritten die Abweichungen bei verschiedenen Röhrenströmen, Umlaufzeiten oder Schichtdicken die 1 %-Grenze nicht. Schwankungswerte von bis zu 25 % konnten bei Verwendung von verschiedenen Rekonstruktionsfiltern aufgezeichnet werden.

Auf Basis der Ergebnisse aus den Untersuchungen bezüglich der Schwankungen von HU-Werten wurden gemittelte CT-Dichte-Konversionstabellen erstellt. In Bestrahlungsplänen wurden die Auswirkungen des Einsatzes der verschiedenen Konversionstabellen auf die im Bestrahlungsplanungsprogramm berechnete Dosis analysiert. Für ein virtuelles, quaderförmiges Wasserphantom, dem eine 3 cm dicke Platte mit einem konstanten CT-Wert von 700 HU eingeschoben war, wurde eine Dosisänderung um bis zu 0,8 % beobachtet.

Abschließend wurden reale Bestrahlungspläne von Patientinnen und Patienten rearchiviert, deren Dosiskalkulation auf Dichtewerten beruhte, die ohne Berücksichtigung der bei den CT-Aufnahmen eingesetzten Beam-Hardening-Filter generiert wurden. Die Dichtewerte wurden mit einer für den Filter optimierten Konversionstabelle neu berechnet und der Einfluss auf die Dosisverteilung untersucht. Dabei wurde eine mittlere Dosisänderung von 1,7 % im Bereich des Schädelknochens und von 0,7 % im Gehirn ermittelt.

Abstract

The usage of computed tomography (CT) data for the dose calculation in radiotherapy requires the conversion of Hounsfield-Units into mass or electron density. Therefore, a CT-density-conversion-table is used in radiotherapy treatment planning. Depending on the different scan settings the measured Hounsfield-Units may vary. The extent of these deviations and possible consequences were investigated.

Besides the Toshiba Aquilion LB CT scanner and the Pinnacle³ Software by Phillips for radiotherapy treatment, the Gammex-RMI 467 solid state phantom was used to determine the correlation between mass densities and Hounsfield-Units. After preliminary investigations, that proved the quality of the measurements, conversion-tables were created depending on the following parameters: tube potential (kV), tube current (mA), field-of-view, reconstruction filter, scanning principle (single-slice, helix), slice thickness, image-filter, boost-function and rotation time. The resulting calibration curves were fitted, the derived standard deviation of slopes provided a measure for the HU-fluctuations.

While a relative standard deviation of 19% was observed by the variation of voltage, the deviations at different tube current intensities, circulation time or slice thickness did not exceed 1%. Deviation values up to 25% were registered when using several different types of reconstruction filters.

According to the investigation results averaged CT-density-conversion-tables were created. The impact on the within the treatment planning system calculated dose when using different conversion tables was analysed by evaluating simple treatment plans. A dose error up to 0,8% was observed for a block-shaped water-phantom with an integrated 3 cm inhomogeneity of 700 HU.

Finally, dose errors resulting from disregarding used beam-hardening-filters for density calculations, were estimated by using rearchivated treatment plans for real patients. An average dose error of 1,7% for the cranial bone and one of 0,7% for the brain was observed.

Danksagung

Ich möchte mich auf diesem Wege recht herzlich bei Frau Mag. Dr. Brigitte Zurl für die intensive Betreuung und Unterstützung meiner Diplomarbeit bedanken. Ihre Hilfe hat es mir ermöglicht, die Arbeit zielorientiert und im angestrebten Zeitrahmen abzuschließen. Die Arbeit wurde in Kooperation mit der Univ. Klinik für Strahlentherapie-Radioonkologie der Medizinischen Universität Graz unter der Leitung von Frau Univ.-Prof. Dr. Karin Kapp durchgeführt. Allen in der Klinik tätigen Personen sei für die herzliche Aufnahme und das angenehme Arbeitsklima gedankt.

Mein besonderer Dank gilt auch Herrn Ao. Univ.-Prof. DI Dr. Peter Kindl vom Institut für Materialphysik, der mir trotz seines Weges in den wohlverdienten Ruhestand diese Diplomarbeit vermittelt hat.

Der Abteilung für Geologie und Paläontologie des Universalmuseums Joanneum und dem Verein Studentenheim Graz bin ich für die uneingeschränkte Überlassung von Hard- und Softwareressourcen dankbar.

Großer Dank gilt meiner Familie und meinen Verwandten, die stets verlässlichen Rückhalt bilden und mich bedingungslos unterstützen.

Graz, November 2010

ROLAND TIEFLING

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen/Hilfsmittel nicht benutzt, und die den benutzten Quellen wörtlich und inhaltlich entnommene Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am

.....
(Unterschrift)

Statutory declaration

I declare that I have authored this thesis independently, that I have not used other than the declared sources / resources, and that I have explicitly marked all material which has been quoted either literally or by content from the used sources.

.....
date

.....
(signature)

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	xv
Tabellenverzeichnis	xvii
1 Einleitung	1
2 Grundlagen der Strahlentherapie	3
2.1 Strahlung und Strahlungsarten	3
2.2 Röntgenstrahlung	4
2.2.1 Charakteristische Röntgenstrahlung	4
2.2.2 Röntgenbremsstrahlung	5
2.3 Wechselwirkung von Photonen mit Materie	6
2.3.1 Photoeffekt	7
2.3.2 Comptoneffekt	7
2.3.3 Paarbildung	9
2.3.4 Schwächungskoeffizient für Photonenstrahlung	10
2.4 Wechselwirkungen von geladenen Teilchen mit Materie	11
2.4.1 Bremsvermögen von geladenen Teilchen	11
2.5 Klinische Dosimetrie	12
2.5.1 Dosisbegriffe	12
2.5.2 Tiefendosisverteilung von Photonen	13
2.6 Computertomographie	15
2.6.1 Radontransformation	15
2.6.2 Zentralschnitt-Theorem	16
2.6.3 Gefilterte Rückprojektion	16
2.7 Bestrahlungsplanung	18
2.7.1 Collapsed Cone Convolution Superpositionsalgorithmus	18
2.7.2 CT-Dichte-Konversionstabellen	19
3 Parameterabhängigkeit der Hounsfield-Werte	21
3.1 Computertomograph und Messphantom	21
3.1.1 Toshiba Aquilion LB	21
3.1.2 Gammex-RMI 467	22
3.2 Wahl der zu variierenden Parameter	22
3.3 Sicherung der Qualität der Messungen	24

3.3.1	Reproduzierbarkeit der Phantompositionierung	24
3.3.2	Position und Ausdehnung der ROI (Region of Interest)	25
3.3.3	Interpretation der HU-Werte durch das Bestrahlungsplanungsprogramm	26
3.4	Verfahren zur Klassifizierung der HU-Schwankung	28
3.5	Einfluss der verschiedenen Aufnahmeparameter	28
3.5.1	Verwendung der Standardprotokolle	30
3.5.2	Verwendung von 80 kV Röhrenspannung	33
3.5.3	Einsatz von Beam-Hardening-Filtern	39
3.6	Erstellung von CT-Dichte-Konversionstabellen	42
4	Auswirkung der HU-Schwankungen auf die Dosis	45
4.1	Theoretische Rechenmodelle	45
4.1.1	Empirische Formel für den Pencil-Beam-Algorithmus	46
4.1.2	Verfahren äquivalenter Tiefe	46
4.2	Dosisfehler an „generierten Phantomen“	47
4.2.1	Erzeugung der Phantome	48
4.2.2	Auswertung der Dosisverläufe	48
4.2.3	Zusammenhang zwischen Dichtedifferenz und Dosisfehler	48
4.3	Dosisfehler an realen Patientengeometrien	52
4.3.1	Erstellung der Bestrahlungspläne	52
4.3.2	Auswertung der Dosisunterschiede	52
5	Zusammenfassung	57
A	Tabellen und Grafiken	59
B	Diagramme zu den Auswertungen	67
	Literaturverzeichnis	102

Abbildungsverzeichnis

1.1	Anzahl der bösartigen Tumorerkrankungen und Krebssterbefälle in Österreich. Quelle: Österreichisches Krebsregister (Stand: 27.08.2009) und Todesursachenstatistik [STA10].	1
2.1	Bereiche des elektromagnetischen Energiespektrums [Kri07, MK97, Rai99].	3
2.2	Entstehung charakteristischer Röntgenstrahlung. Links: Ionisation in einer inneren Schale. Mitte u. Rechts: Entstehung von K-Linien bzw. L-Linien [Kri01, Kri07].	4
2.3	Entstehung von Röntgenbremsstrahlung [Kri01].	5
2.4	Energiespektren von Röntgenstrahlung einer Wolframanodenröhre bei verschiedenen Röhrenspannungen [Lau99].	6
2.5	Links: Photoeffekt an einem K-Elektron. Rechts: Äußeres Elektron schließt das Loch unter Emission von charakteristischer Strahlung [Kri01].	7
2.6	schematische Darstellung des Comptoneffektes [Kri01].	8
2.7	Bildung eines Elektron-Positron-Paares im Kerncoulombfeld [Kri07].	9
2.8	Photonenwechselwirkungen in Abhängigkeit von Energie und Absorber [Kri01].	10
2.9	schematische Darstellung des Dosisaufbaueffektes für harte Röntgenstrahlung. Oben: Photonenfluenz Φ_γ und deren bewirkte Sekundärelektronen E (schraffiert). \bar{R} mittlere Elektronenreichweite. Unten: relative Energiedosis D_{rel} über Absorbiertiefe [Kri01].	14
2.10	Schematische Darstellung des Zentralschnitt-Theorems [Buz04].	16
2.11	Gefilterte Rückprojektion [Dös00]	17
3.1	Toshiba Aquilion LB Computertomograph.	22
3.2	Gammex-RMI 467 Festkörperphantom.	23
3.3	Positionierung des Phantoms mit Laser und Marker.	24
3.4	Schematische Darstellung der Ausdehnung der ROI.	25
3.5	CT-Werte eines Einsatzes mit einer Dichte von $1,560 \text{ g/cm}^3$ unter Verwendung des Standard-Filters (FC13).	26
3.6	CT-Werte eines Einsatzes mit einer Dichte von $1,560 \text{ g/cm}^3$ unter Verwendung des Beam-Hardening-Filters (FC23).	27
3.7	CT-Werte eines Einsatzes mit einer Dichte von $1,560 \text{ g/cm}^3$ unter Verwendung des FC44-Filters.	27
3.8	Ermittlung der CT-Werte am Computertomographen (links) und im Bestrahlungsplanungsprogramm (rechts).	28

3.9	CT-Werte mit Ausgleichsgeraden für zwei verschiedene Röhrensparnungen.	29
3.10	Relative Standardabweichung der Steigung zur Klassifizierung der Schwankungen.	29
3.11	CT-Werte bei Verwendung verschiedener Image-Filter (QDS+, 2D-Q01 oder OFF), Schichtdicken (2 mm, 4 mm oder 8 mm) oder bei Deaktivierung der Boost-Funktion. Konstante Einstellungsparameter werden im Diagramm links oben angegeben.	30
3.12	CT-Werte bei Verwendung verschiedener Aufnahmeverfahren (Spirale, Einzelschicht) oder Umlaufzeiten.	31
3.13	CT-Werte und Ausgleichsgeraden bei Variation des Röhrenstromes.	32
3.14	Verhalten der CT-Werte für verschiedene Messfelder (240 mm - 700 mm). Konstante Einstellungsparameter werden in den Diagrammen links oben angegeben.	32
3.15	Zusammenhang zwischen CT-Werten und der Massendichte für verschiedene Röhrensparnungen (100 kV - 135 kV).	33
3.16	Beeinflussung der CT-Werte durch Einsatz verschiedener Rekonstruktionsfilter.	34
3.17	HU-Schwankungen als Folge unterschiedlicher Röhrensparnungen. Konstante Einstellungsparameter werden im Diagramm links oben angegeben.	35
3.18	Auswirkung der Variation des Röhrenstromes auf die CT-Werte wenn eine Röhrensparnung von 80 kV verwendet wird.	35
3.19	Auswirkung der Boost-Funktion auf die CT-Werte wenn eine Röhrensparnung von 80 kV verwendet wird.	36
3.20	HU-Schwankungen als Folge von Schichtdickenvariation wenn eine Röhrensparnung von 80 kV verwendet wird.	37
3.21	Zusammenhang zwischen CT-Werten und Massendichten für verschiedene Umlaufzeiten und Einsatz niedriger Röhrensparnungen.	37
3.22	Auswirkung der Image-Filter-Wahl auf die HU-Werte in CT-Bildern. Konstant gehaltene Einstellungsparameter sind in den Diagrammen links oben angegeben.	38
3.23	CT-Wert-Schwankungen für verschiedene Messfelder (240 mm - 700 mm).	38
3.24	Verfälschung der HU-Werte durch Variation der Aufnahmemethode, wenn eine Röhrensparnung von 80 kV verwendet wird.	39
3.25	Auswirkung von Beam-Hardening-Filtern auf die HU-Werte bei einer Röhrensparnung von 80 kV.	40
3.26	HU-Schwankungen durch Beam-Hardening-Filter bei einer Röhrensparnung von 100 kV.	40
3.27	CT-Werte und zugehörige Ausgleichsgeraden für den Einsatz von Beam-Hardening-Filtern.	41
3.28	Auswirkung der Verwendung von Beam-Hardening-Filtern auf die CT-Werte. Konstante Parameter werden in den Diagrammen links oben angegeben.	41
3.29	Diagramm mit gemittelten CT-Dichte-Konversionstabellen für die Standardprotokolle, für niedrige Röhrensparnungen und für Beam-Hardening-Filter, sowie der Standard-Konversionstabelle.	43
4.1	Skizze des virtuellen Wasserphantoms zur Beurteilung des Dosisfehlers.	47

4.2	Bestrahlungsplan für ein virtuelles Wasserphantom mit integrierter Inhomogenität von 1100 HU in Pinnacle ³ . Isodosen (Linien gleicher Dosis) stellen den Verlauf der Dosisverteilung bei Applikation von 100 MU dar. Links transversale, rechts saggitale Ansicht.	49
4.3	Oberflächendarstellung der Dosisdifferenz bei Änderung der Inhomogenität von 1,64 g/cm ³ auf 1,74 g/cm ³	49
4.4	Diagramm mit Zusammenhängen zwischen der Änderung der in Pinnacle ³ berechneten Dosis in 10 cm Tiefe und der Dichte für, in 1 cm Tiefe eingeschobene Dichteplatten verschiedener Stärke. Die Referenzdosis für eine Dichte von 1,05 g/cm ³ beträgt 0,648 Gy.	51
4.5	Bestrahlungsplan für einen Patienten mit einem links frontal liegenden Glioblastom (Hirntumor), in Pinnacle ³	53
4.6	In Pinnacle ³ angelegte ROIs für den Schädelknochen (Grün) und das Weichteilgewebe (Rot).	53
4.7	Dosisunterschied hinterlegt mit CT-Bild des Patienten.	55
4.8	Dosisdifferenz in Oberflächendarstellung.	55
A.1	Skizze zur Bestückung des Messphantoms (Aufriss).	60

Tabellenverzeichnis

2.1	Wechselwirkungsprozesse von Photonen mit Materie.	6
2.2	Wechselwirkungsprozesse von geladenen Teilchen mit Materie.	11
3.1	Zusammenstellung der untersuchten Scan-Parameter.	23
A.1	Materialeigenschaften Dichteeinsätze Gammex 467 Phantom [Gama].	60
A.2	Zusammenfassung der Standardprotokolle	61
A.3	Tabelle mit MU-Werten zu den Patientenbestrahlungsplänen bei Verwendung der Standard-Konversionstabelle.	62
A.4	Tabelle mit MU-Werten zu den Patientenbestrahlungsplänen bei Verwendung der Beam-Hardening-Konversionstabelle.	63
A.5	Tabelle mit den Dosiswerten für die ROIs in den Patientenbestrahlungsplänen bei Verwendung der Standard-Konversionstabelle.	64
A.6	Tabelle mit den Dosiswerten für die ROIs in den Patientenbestrahlungsplänen bei Verwendung der Beam-Hardening-Konversionstabelle.	65
A.7	Tabelle zur Berechnung der Dosisfehler für die Patientenbestrahlungspläne bei Verwendung verschiedener Konversionstabellen.	66

Kapitel 1

Einleitung

Anlässlich des diesjährigen Weltkrebstages veröffentlichte die Statistik Austria, dass jährlich rund 35000 Österreicher mit der Diagnose Krebs konfrontiert werden und dass Tumorerkrankungen jährlich bei rund 20000 Österreichern mit dem Tod enden. Nach Herz-Kreislaufkrankungen ist Krebs, als zweithäufigste Todesursache, für rund ein Viertel aller Todesfälle verantwortlich. Der in Abb. 1.1 dargestellten Aufschlüsselung von Tumoren nach deren Lokalisation ist zu entnehmen, dass ein überwiegender Teil aller männlichen Krebssterbefälle durch Lungenkrebs verursacht wird, während die häufigste Krebslokalisation die Prostata ist. Bei Frauen ist Brustkrebs die häufigste Todesursache durch bösartige Neubildungen.

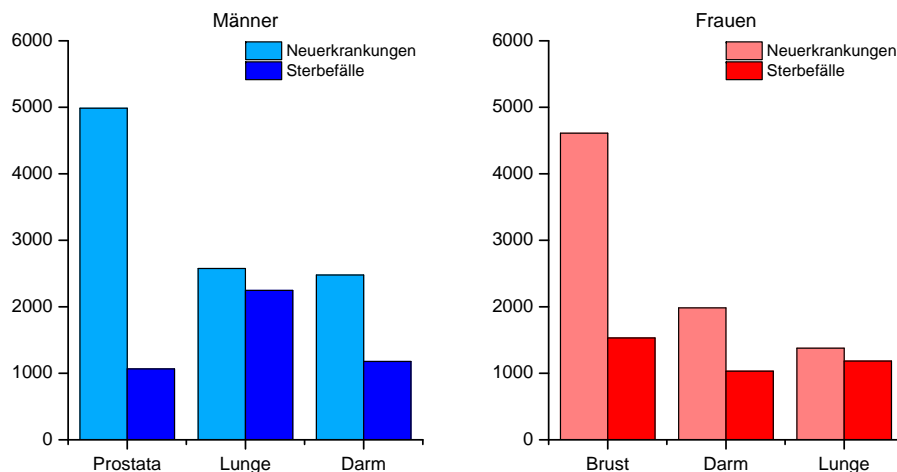


Abbildung 1.1: Anzahl der bösartigen Tumorerkrankungen und Krebssterbefälle in Österreich. Quelle: Österreichisches Krebsregister (Stand: 27.08.2009) und Todesursachenstatistik [STA10].

Laufende Verbesserungen von Behandlungsmethoden und Krebsfrüherkennung führen dazu, dass das Risiko einer Neuerkrankung in den letzten 10 Jahren um 15 Prozent zurückgegangen ist, während die Mortalität bei Frauen um 10 Prozent und bei Männern um 13 Prozent gesenkt werden konnte [STA10].

Operative Entfernung, Chemotherapie oder Strahlentherapie bilden die wichtigsten Therapieverfahren bei Tumorerkrankungen. Um einen Rückfall durch nach der Operation im Körper verbleibende Tumorzellen zu vermeiden, werden oft Kombinationen der einzelnen Behandlungsmöglichkeiten angewendet. Während die Chemotherapie ihre Wirkung durch die Zerstörung von sich schnell teilenden Zellen erzielt, schädigt die ionisierende Strahlung DNA-Stränge in den Zellen. Die Zellen verlieren dadurch ihre Teilungsfähigkeit und können sich nicht mehr reproduzieren. Reparaturmechanismen innerhalb der Zellen von gesundem Gewebe ermöglichen einen Ausgleich dieser Schädigung, während für viele Krebszellen diese Erholung nicht mehr möglich ist.

Bei nicht mehr behandelbaren Krebserkrankungen kann Bestrahlung als palliative Maßnahme Schmerzen lindern oder Atemnot, Blutungen und dergleichen günstig beeinflussen. Im Laufe ihrer Therapie werden so 50 bis 60 Prozent aller Tumorkranken mit Strahlung behandelt [DKH10]. Die Erfolgsrate einer Strahlentherapie ist stark davon abhängig, wie die verschriebene Dosisverteilung umgesetzt werden kann. Übermäßige Belastung von Risikoorganen oder eine zu niedrige Dosis in der Krebsregion muss ausgeschlossen werden. Um die beste Behandlung zu ermöglichen, wird im Vorfeld eine aufwendige Bestrahlungsplanung durchgeführt. Gerätespezifische Basisdaten sowie individuelle Parameter der PatientIn finden dabei Berücksichtigung. Bildgebende Verfahren wie Computertomographie (CT) oder Magnetresonanztomographie (MRT) geben Auskunft über die Lage und Beschaffenheit von Knochen und Gewebe. Nach der Akquisition liegen die Bilddaten in digitaler Form vor und können in die Bestrahlungsplanungssoftware übernommen werden. Die Berechnung der Dosisverteilung erfolgt über die im CT-Datensatz enthaltene Information bezüglich der Schwächung von Röntgenstrahlung. Mit Hilfe von CT-Dichte-Konversionstabellen werden die aufgenommenen Werte in Elektronen- oder Massendichten umgerechnet und ermöglichen dann die Vorhersage des Verhaltens von ionisierender Strahlung im Körper.

In Abhängigkeit von den für die CT-Aufnahme verwendeten Einstellungen können die gemessenen Werte variieren und in weiterer Folge Unsicherheiten in der Berechnung der in der Patientin oder in dem Patienten absorbierten Dosis bewirken. Im Rahmen dieser Arbeit soll ermittelt werden, welche Aufnahmeparameter Einfluss auf die CT-Werte haben und in welcher Größenordnung sich ein dadurch verursachter Dosisfehler bewegen kann. Spezielles Augenmerk soll dabei auf die Dosisänderung in realen Bestrahlungsplänen bei falschem Einsatz eines für diagnostische Zwecke gedachten strahlaufhärtenden Rekonstruktionsfilters gelegt werden.

Kapitel 2

Grundlagen der Strahlentherapie

2.1 Strahlung und Strahlungsarten

Als Strahlung bezeichnet man die Emission und Ausbreitung von Energie durch das Vakuum oder ein materielles Medium. Die Energie kann entweder in Form von Wellen oder in Form von Teilchen transportiert werden. Ist Strahlung in der Lage bei Wechselwirkung mit Materie Elektronen aus den Atomhüllen freizusetzen und dadurch Ionen zu bilden, so spricht man von ionisierender Strahlung. Elektronen, Protonen oder α -Teilchen können ihre Energie durch Coulombwechselwirkungen an Elektronen von Atomen abgeben und Atome direkt ionisieren, während Photonen und ungeladene Teilchen, bei indirekter Ionisation, ihre Energie zunächst durch eine Zwischenreaktion auf einen Stoßpartner übertragen müssen, der dann Ionisation bewirken kann. Für die mit der Ionisation verbundene Freisetzung von Elektronen muss die Strahlungsenergie, je nach bestrahlter Materie, mindestens einige Elektronenvolt betragen. Mikrowellen oder Infrarotstrahlung werden daher nichtionisierender Strahlung zugeordnet (Abb. 2.1). Die Wellenlänge λ und die Frequenz ν von Photonen hängen mit deren Energie

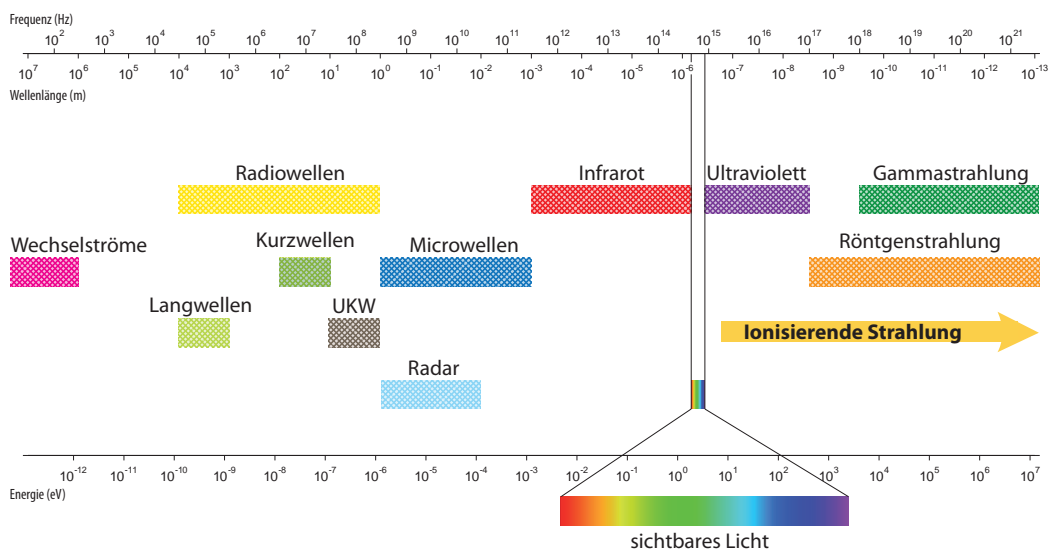


Abbildung 2.1: Bereiche des elektromagnetischen Energiespektrums [Kri07, MK97, Rai99].

E wie folgt zusammen:

$$E = h \cdot \nu = h \cdot \frac{c}{\lambda} \quad (2.1)$$

h ... Plancksches Wirkungsquantum $h = 6,626 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$

c ... Lichtgeschwindigkeit in Vakuum $c = 3 \times 10^8 \text{ m/s}$

1 Elektronenvolt = 1 eV = $1,6 \cdot 10^{-19} \text{ J}$.

Photonenstrahlung, die beim Beschuss von Metall mit schnellen Elektronen in Röntgenröhren oder in Linearbeschleunigern erzeugt wird, hat in der Medizin besondere Bedeutung. Für diagnostische Zwecke wird Röntgenstrahlung mit einer Energie von 25 keV (Mammografie) bis 150 keV (Computertomografie) eingesetzt, während im radioonkologischen Alltag Maxima der Photonenenergien durchaus bei 20 MeV und darüber liegen können [Kri07].

2.2 Röntgenstrahlung

Röntgenstrahlung unterscheidet sich von γ -Strahlung ausschließlich durch ihren Entstehungsort. γ -Strahlung wird emittiert, wenn Übergänge zwischen den diskreten Energieniveaus von Atomkernen stattfinden. Das dabei entstehende Spektrum besteht aus diskreten Linien und ist charakteristisch für die emittierenden Kerne. Röntgenstrahlen kann man beobachten, wenn entweder geladene Teilchen mit dem elektrischen Feld von Atomkernen oder mit den Elektronen von Atomhüllen wechselwirken.

2.2.1 Charakteristische Röntgenstrahlung

Trifft ein Elektron auf eines der inneren Hüllenelektronen und hat dieses Elektron eine kinetische Energie, die größer als die Bindungsenergie des Hüllenelektrons ist, dann kann es zur Ionisation des Atoms in einer inneren Schale kommen (Abb. 2.2). Das dabei entstandene

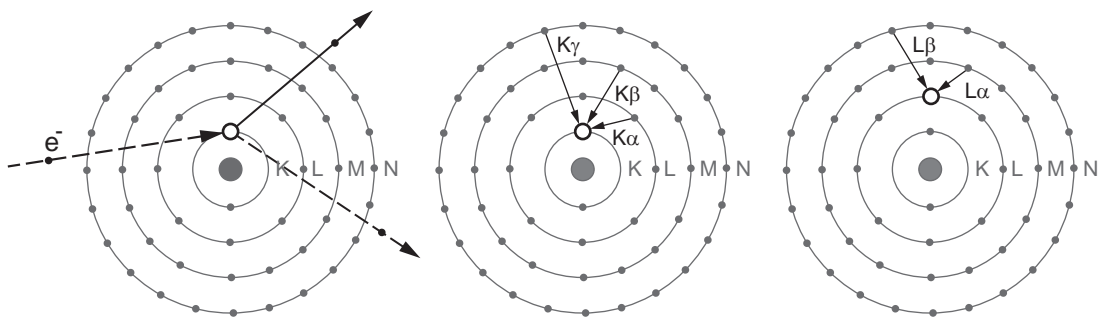


Abbildung 2.2: Entstehung charakteristischer Röntgenstrahlung. Links: Ionisation in einer inneren Schale. Mitte u. Rechts: Entstehung von K-Linien bzw. L-Linien [Kri01, Kri07].

Elektronenloch wird durch ein Hüllenelektron aus einer höheren Schale wieder aufgefüllt und die dabei freigesetzte Energie als elektromagnetische Strahlung oder nach direkter Übergabe auf ein weiteres Hüllenelektron als Augerelektron emittiert.

$$E_{rad} = E_n - E_m \quad (2.2)$$

Die abgestrahlte Energie E_{rad} entspricht der Differenz der Bindungsenergien E_n , E_m der beiden Hüllenelektronen. Im Energiespektrum der emittierten Photonen ist charakteristische Röntgenstrahlung durch diskrete Linien zu erkennen. Die Linien tragen den Namen der Hülle, in der das Elektronenloch aufgefüllt wird. Durch Indizes aus griechischen Buchstaben wird zusätzlich noch die Herkunft des auffüllenden Elektrons angegeben. Die K_α -Linie im Spektrum wird durch Schließen eines Elektronenlochs in der K-Schale mit einem Elektron aus der darüber liegenden Schale erzeugt.

2.2.2 Röntgenbremsstrahlung

Elektronen können nicht nur mit der Atomhülle, sondern auch mit dem Coulombfeld des Atomkernes wechselwirken. Elektronen erfahren dabei im anziehenden Coulombfeld der Targetatomkerne eine Ablenkung, die von der Anfangsenergie des Elektrons, der Kernladung und dem Normalabstand zum Kern abhängen. Beim Wechselwirkungsprozess wird die Energie des einfallenden Teilchens vermindert und die Differenzenergie wird in Form von Röntgenbremsstrahlung frei.

$$E_{rad} = E_{vor} - E_{nach} \quad (2.3)$$

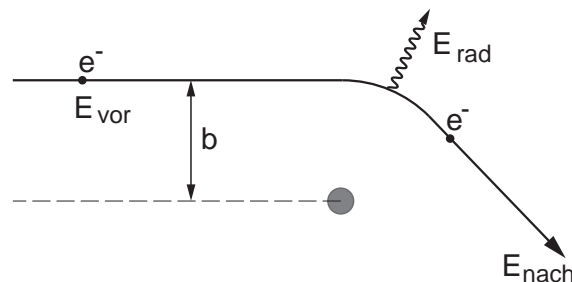


Abbildung 2.3: Entstehung von Röntgenbremsstrahlung [Kri01].

Im Gegensatz zu den diskreten Linien im Energiespektrum der charakteristischen Röntgenstrahlung sind die Energien hier kontinuierlich verteilt, die obere Grenzenergie ist dabei durch die kinetische Energie des Elektrons vor der Wechselwirkung festgelegt. In Abb. 2.4 sieht man das Energiespektrum einer Wolframröntgenanode. Das kontinuierliche Spektrum der Röntgenbremsstrahlung wird durch die K_α - und K_β -Linie der charakteristischen Röntgenstrahlung überlagert [Kri01, Kri07, Lau99].

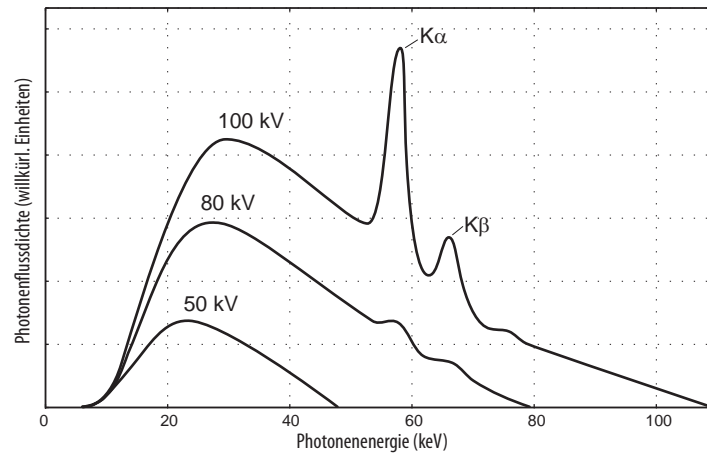


Abbildung 2.4: Energiespektren von Röntgenstrahlung einer Wolframanodenröhre bei verschiedenen Röhrenspannungen [Lau99].

2.3 Wechselwirkung von Photonen mit Materie

Ionisierende Photonenstrahlung kann auf unterschiedliche Arten mit Materie interagieren. Nach einer kurzen Aufstellung aller denkbaren Prozesse wird besonders auf die drei Wechselwirkungseffekte, die im für die Medizin relevanten Photonenenergiebereich eine Rolle spielen, eingegangen [Kri07].

Wechselwirkungen mit der Atomhülle	
Klassische Streuung	Die Photonen ändern ihre Richtung, behalten ihre Energie bei und beeinflussen die Atomhülle nicht.
Compton Streuung	Bei der Richtungsänderung wird ein Teil der Photonenenergie abgegeben. Zusätzlich verlässt ein äußeres Hüllenelektron die Atomhülle.
Photoeffekt	Das einfallende Photon wird absorbiert und seine Energie auf ein Elektron aus einer inneren Schale übertragen. Das Elektron wird dabei emittiert.
Wechselwirkungen mit dem Coulombfeld des Atomkerns	
Paarbildung	Teilchen-Antiteilchen-Bildung im Feld des Atomkerns. Das Photon wird dabei absorbiert.
Wechselwirkung mit dem Atomkern	
Kernphotoeffekt	Das Photon verschwindet nach dem Übertrag der Energie auf eines der Kernteilchen. Das Nukleon und nebenbei meist γ -Strahlung werden emittiert.

Tabelle 2.1: Wechselwirkungsprozesse von Photonen mit Materie.

2.3.1 Photoeffekt

Trifft ein Photon auf ein Elektron aus einer der inneren Elektronenschalen und ist dabei die Energie E_γ des einfallenden Photons größer als die Bindungsenergie E_n des Hüllenelektrons, dann kann das Elektron aus der Hülle gestoßen werden und sich mit der Energie E_{kin} frei bewegen. Der Atomkern nimmt dabei den Rückstoß auf.

$$E_{kin} = E_\gamma - E_n \quad (2.4)$$

Die entstandene Lücke wird unter Emission von charakteristischen Photonen oder Augerelektronen wieder gefüllt (Abb. 2.5). Für den Fall, dass E_γ größer als die Bindungsenergie der Elektronen in der K-Schale ist, finden bei schweren Atomkernen 80 % der Photoeffekte in der K-Schale statt, bei leichten Kernen werden Photoelektronen fast ausschließlich aus der K-Schale emittiert. Da es sich beim Photoeffekt also um einen Absorptionsprozess handelt,

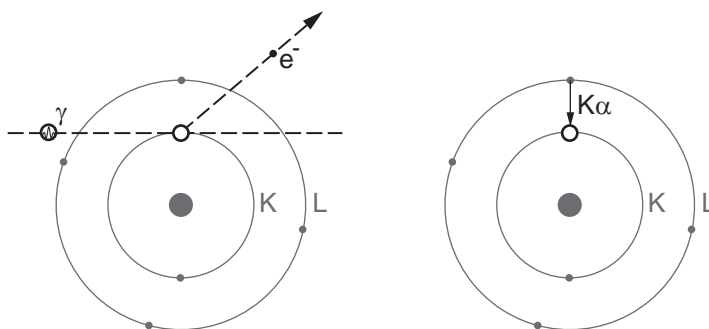


Abbildung 2.5: Links: Photoeffekt an einem K-Elektron. Rechts: Äußeres Elektron schließt das Loch unter Emission von charakteristischer Strahlung [Kri01].

kann als Maß für die Wahrscheinlichkeit einer solchen Wechselwirkung der Photonenabsorptionskoeffizient τ angegeben werden. Er hängt von der Energie E_γ der Photonen und den Eigenschaften des Absorbers (Dichte ρ , Ordnungszahl Z und Massenzahl A) ab. Der Ordnungszahl exponent n nimmt dabei für leichte Atome Werte bis 5 an, während er für schwere Elemente um 4 zu liegen kommt.

$$\tau \propto \rho \cdot \frac{Z^n}{A \cdot E_\gamma^3} \quad (n=4-5, \quad E_\gamma \ll 511 \text{ keV}) \quad (2.5)$$

$$\tau \propto \rho \cdot \frac{Z^n}{A \cdot E_\gamma} \quad (n=4-5, \quad E_\gamma \gg 511 \text{ keV}) \quad (2.6)$$

Die Photonenenergie hat auch auf die Winkelverteilung der Photoelektronen Einfluss, während Photoelektronen bei geringen Energien hauptsächlich in 90° zur Photoneneinfallsrichtung austreten, wird bei steigender Energie bevorzugt Vorwärtsstreuung beobachtet.

2.3.2 Comptoneffekt

Kommt es bei der Wechselwirkung zwischen einem äußeren, schwach gebundenen Hüllenelektron und einem einfallenden Photon zu einer inelastischen Streuung, so spricht

man vom Comptoneffekt. Das quasi freie Elektron bekommt dabei einen Teil der Photonenenergie und des Photonenimpulses übertragen und verlässt das ionisiert zurückbleibende Atom, gleichzeitig wird das Photon von seiner Bewegungsrichtung abgelenkt (Abb. 2.6).

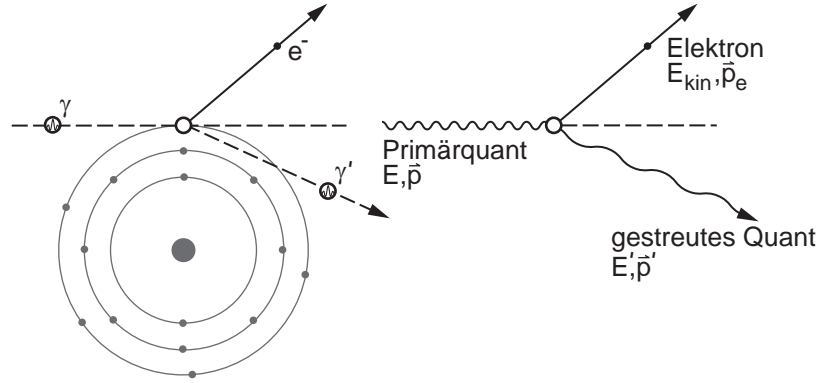


Abbildung 2.6: schematische Darstellung des Comptoneffektes [Kri01].

Aussage über die Wahrscheinlichkeit des Auftretens von Comptoneffekten liefert der Compton-Wechselwirkungskoeffizient σ_c . In grober Näherung kann man für ihn folgende Abhängigkeit (Glg. 2.7) anschreiben. In menschlichem Gewebe und den meisten leichten Materialien ist der Quotient aus Ordnungszahl und Massenzahl $Z/A \approx 1/2$. Der Compton-Wechselwirkungskoeffizient kann daher als ordnungszahlunabhängig betrachtet werden.

$$\sigma_c \propto \rho \cdot \frac{Z}{A} \cdot \frac{1}{E_\gamma^n} \quad (n=0,5-1) \quad (2.7)$$

Mit Hilfe der relativistischen klassischen Mechanik, dem Impuls- und dem Energieerhaltungssatz kann man die Energie der emittierten Teilchen durch die Energie E_γ des einfallenden Photons und den Streuwinkel φ ausdrücken (Glg. 2.8). E'_γ und E_{e^-} stehen dabei für die Energie des emittierten Photons und des emittierten Elektrons. Für E_{bind} muss die Bindungsenergie des Elektrons und für m_0c^2 die Ruheenergie des Elektrons (511 keV) eingesetzt werden.

$$E'_\gamma = \frac{E_\gamma}{1 + \frac{E_\gamma}{m_0c^2} \cdot (1 - \cos \varphi)} \quad (2.8)$$

$$\begin{aligned} E_{e^-} &= E_\gamma - E'_\gamma - E_{bind} \stackrel{\text{quasi frei}}{\approx} E_\gamma - E'_\gamma = \\ &= \frac{E_\gamma \cdot (1 - \cos \varphi)}{m_0c^2 + E_\gamma \cdot (1 - \cos \varphi)} \end{aligned} \quad (2.9)$$

Als Extrakt aus den Gleichungen 2.8 und 2.9 erhält man, dass eingestrahelte Photonen mit kleinen Energien, kaum signifikante Energiebeträge auf die Comptonelektronen übertragen können und, dass die übertragenen Beiträge kaum vom Streuwinkel abhängen. Bei der strahlenschutztechnischen Abschirmung von weicher Röntgenstrahlung müssen diese Verhältnisse berücksichtigt werden. Photonenenergien ($E_\gamma \gg 511$ keV) führen zu großen, streuwinkelabhängigen Energieverlusten. Die emittierten Comptonelektronen übernehmen jetzt im

Mittel einen höheren relativen Anteil an Energie und können einen Dosisaufbaueffekt (Abb. 2.9) bewirken. Die Energie des emittierten Photons erreicht ihr Minimum für einen Streuwinkel $\varphi = 180^\circ$ (Rückwärtsstreuung). Auf das emittierte Elektron wird in diesem Fall die höchstmögliche Energie übertragen.

Sind die Photonenenergien weit größer als die Elektronenruheenergie, wird die Energie der rückgestreuten Photonen von der Einstrahlungsenergie unabhängig $E'_\gamma = 255 \text{ keV}$. Ähnliches kann man für Photonenstreuung unter einem Winkel von 90° zeigen, hier erhalten die Photonen eine Energie von 511 keV .

Für einen Streuwinkel $\varphi = 0^\circ$ ist $\cos \varphi = 1$ und der zweite Term im Nenner von Glg. 2.8 verschwindet. Für gegen Null gehende Streuwinkel wird die auf die Comptonelektronen übertragene Energie damit immer kleiner. Das Energiespektrum der emittierten Elektronen verläuft also beginnend bei Null (für vorwärtsgestreute Photonen) kontinuierlich bis hin zur Comptonkante bei der maximalen Elektronenenergie (für $\varphi = 180^\circ$). Im Gegensatz zum Photoeffekt können hier die Photonen aber nie ihre ganze Energie den ausgestrahlten Elektronen übertragen.

Will man Aussagen über die Stoß-, Streu- und Transferquerschnitte und die Winkelverteilungen der gestreuten Photonen und Elektronen machen, so muss man sich der quantenmechanischen Ableitungen von Klein und Nishina bedienen. Sie belegen, dass bei kleinen Photonenenergien deutlich größere Rückstreuwahrscheinlichkeiten existieren, als bei großen. Comptonelektronen können unter Winkeln zwischen 0° und 90° gestreut werden, höhere Photonenenergien führen dabei zu einer Verformung der Winkelverteilung zu kleineren Winkeln hin [Kri07].

2.3.3 Paarbildung

In starken Coulombfeldern können einfallende Photonen mit einer Energie $E_\gamma > 1,022 \text{ MeV}$ Teilchen-Antiteilchenpaare bilden. Das Photon wird dabei absorbiert und die nach Abzug der Paarbildungsenergie überschüssige Energie wird auf die beiden vorwiegend in Vorwärtsrichtung emittierten Teilchen aufgeteilt (Abb. 2.7). Wird das Teilchenpaar im Kern-

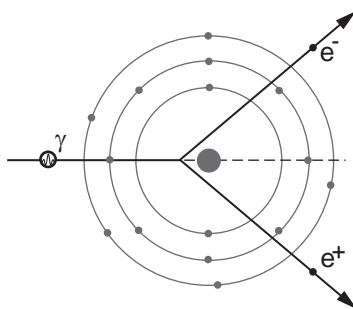


Abbildung 2.7: Bildung eines Elektron-Positron-Paares im Kerncoulombfeld [Kri07].

feld gebildet, so wird dem Positron durch das abstoßende Kernfeld eine geringfügig höhere Energie zuteil als dem Elektron. Wie schon beim Photoeffekt übernimmt der Atomkern den Rückstoßimpuls. Die Wahrscheinlichkeit für den Paarbildungsprozess κ_{paar} kann in Abhängigkeit von der Photonenenergie E_γ , der Ordnungszahl Z und der Massendichte ρ für leichte bis mittelschwere Elemente durch Glg. 2.10 angegeben werden.

$$\kappa_{paar} \propto Z \cdot \rho \cdot \log E_\gamma \quad (\text{mit } E_\gamma > 1,022 \text{ keV}) \quad (2.10)$$

Das im Zuge der Paarbildung erzeugte Positron kann mit einem der Hüllenelektronen des Absorbermaterials rekombinieren. Dabei werden unter einem Winkel von 180° zueinander zwei Photonen mit je einer Energie von 511 keV abgestrahlt.

2.3.4 Schwächungskoeffizient für Photonenstrahlung

Ist es nicht von Interesse, welche Wechselwirkung beim Durchtritt von Photonenstrahlung durch Materie, konkret auftritt, sondern will man die generelle Wechselwirkungswahrscheinlichkeit für Photonenstrahlung angeben, so beschreibt der lineare Schwächungskoeffizient μ (Glg. 2.11) die Verhältnisse. Für den in der Medizin relevanten Photonenenergiebereich setzt er sich aus den Koeffizienten für den Photoeffekt τ , den Comptoneffekt σ_c und die Paarbildung κ_{paar} zusammen.

$$\mu = \tau + \sigma_c + \kappa_{paar} \quad (2.11)$$

Monoenergetische Photonenstrahlen erfahren beim Durchtreten von Materie gemäß Glg. 2.12 eine exponentielle Schwächung. I_0 bezeichnet dabei die Intensität der einfallenden Photonenstrahlung und I die Intensität der Strahlung nach einem Absorber der Dicke d .

$$I(d) = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d} \quad (2.12)$$

Der Verlauf des Schwächungskoeffizienten μ mit der Photonenenergie ist im Allgemeinen nicht einfach und unterschiedlich für verschiedene Absorbermaterialien. Das Flächendiagramm in Abb. 2.8 zeigt die relativen Anteile der verschiedenen Wechselwirkungs-

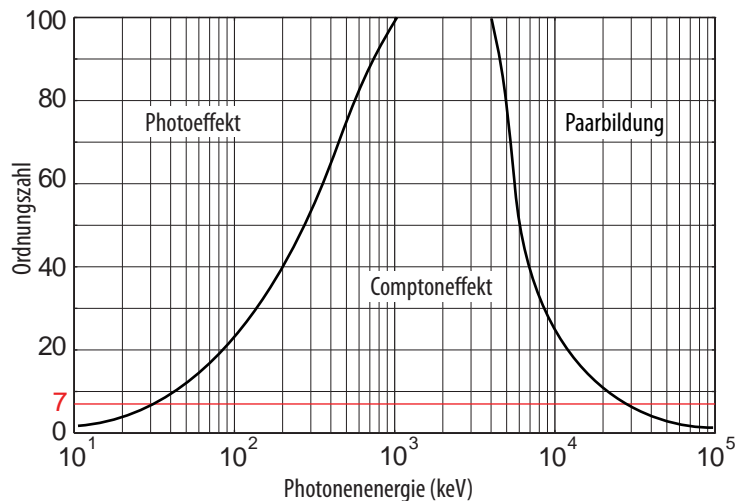


Abbildung 2.8: Photonenwechselwirkungen in Abhängigkeit von Energie und Absorber [Kri01].

arten in Abhängigkeit von der Photonenenergie und der Absorber-Ordnungszahl. Ihm kann deutlich entnommen werden, dass in leichten Materialien (menschliches Gewebe $Z \approx 7$),

die Energie durch Photonen hauptsächlich in Form von Comptonelektronen deponiert wird, während in Materialien zur Strahlenabschirmung ($Z \approx 80$) der Photoeffekt bis zu 1 MeV dominiert.

2.4 Wechselwirkungen von geladenen Teilchen mit Materie

In Abschnitt 2.3 wurde bereits erwähnt, dass die, bei medizinisch angewandeter Photonenstrahlung, im menschlichen Gewebe dominierenden Effekte, Comptonstreuung und Paarbildung, geladene Sekundärteilchen, meist Elektronen, erzeugen. Im Gegensatz zu Photonen übertragen geladene Teilchen bei ihren Wechselwirkungen nur geringe Energiebeträge an den Absorber. Sie interagieren über das elektrische Feld (Coulombwechselwirkung) mit dem Absorber und bedürfen einer großen Anzahl solcher Prozesse, bevor ihre gesamte Energie abgegeben ist.

$s \gg r_{Atom}$ (großer Stoßparameter)	
Elastische Streuung	Die einfallenden Teilchen ändern ihre Richtung, behalten ihre Energie bei und beeinflussen die Atomhülle, abgesehen von Verformung und Polarisation, nicht.
Inelastische Streuung	Die Atomhülle wird angeregt oder ionisiert. Das Teilchen wird abgelenkt und verliert die für Ionisation oder Anregung notwendige Energie.
$s \approx r_{Atom}$ (mittlerer Stoßparameter)	
Binäre Stöße	Es kommt zu direkten Stößen mit Hüllenelektronen. Hohe Energieüberträge und Streuwinkel sind die Folge.
$s \ll r_{Atom}$ (kleine Stoßparameter)	
Elastische Streuung an Atomkernen	Die einfallenden Teilchen ändern ihre Richtung im Coulombfeld des Atomkernes und behalten ihre Energie bei.
Inelastische Streuung an Atomkernen	Die einfallenden Teilchen ändern ihre Richtung im Coulombfeld des Atomkernes und emittieren unter Energieänderung Bremsstrahlung.
$s \approx r_{Kern}$ (sehr kleine Stoßparameter)	
Kernreaktionen	Bei direkten Wechselwirkungen mit dem Atomkern können einzelne Nukleonen oder Nukleonencluster ausgelöst werden.

Tabelle 2.2: Wechselwirkungsprozesse von geladenen Teilchen mit Materie.

2.4.1 Bremsvermögen von geladenen Teilchen

Das totale Bremsvermögen S_{tot} ist als Quotient aus dem mittleren Energieverlust dE bei Wechselwirkungen und der dabei zurückgelegten Wegstrecke dx definiert (Glg. 2.13). Die Energie geladener Teilchen kann dabei entweder durch Stoßbremsung S_{col} oder durch Strahlbremsung S_{rad} verloren gehen.

$$S_{tot} = \left(\frac{dE}{dx} \right)_{tot} = S_{col} + S_{rad} \tag{2.13}$$

Stoßbremsvermögen

Verlieren Teilchen entlang ihres Weges durch den Absorber Energie durch Stoßionisation (Ionisationsbremsung), so wird dieser Energieverlust durch das lineare Stoßbremsvermögen beschrieben. Das Stoßbremsvermögen S_{col} wird näherungsweise durch die Bethe-Bloch-Gleichung beschrieben und hängt, für Teilchen mit der Geschwindigkeit v und der Masse m , im Wesentlichen von den in Glg. 2.14 angegebenen Parametern ab.

$$S_{col} = \left(\frac{dE}{dx} \right)_{col} \propto \rho \cdot \frac{Z}{A} \cdot \frac{1}{v^2} \propto \rho \cdot \frac{Z}{A} \cdot \frac{m}{E} \quad (2.14)$$

Strahlungsbremsvermögen

Das Strahlungsbremsvermögen (Glg. 2.15) berücksichtigt Wechselwirkungen, bei denen der Energieverlust von Teilchen mit einer Ladung ($z \cdot e$) als Folge von Bremsung im Coulombfeld von Atomkernen oder anderen geladenen Teilchen resultiert. Neben der Absorberdichte ρ und der Gesamtenergie E des eingestrahnten Teilchens ist es zu den Quadraten der Ordnungszahl Z und der spezifischen Ladung proportional [Kri07].

$$S_{rad} = \left(\frac{dE}{dx} \right)_{rad} \propto \rho \cdot \left(\frac{z \cdot e}{m} \right)^2 \cdot \frac{Z^2}{A} \cdot E \quad (2.15)$$

2.5 Klinische Dosimetrie

2.5.1 Dosisbegriffe

Die biologische Wirkung von Strahlung auf das Gewebe von Lebewesen steht zu der, durch die Strahlung im Gewebe deponierten Energie, in Relation. Für klinische Anwendungen spielt deshalb der Begriff der Energiedosis (Glg. 2.16) eine wichtige Rolle, während für messtechnische oder rechnerische Zwecke die Ionendosis (Glg. 2.17) oder die Kerma (Glg. 2.19) bevorzugt Gebrauch finden. Werden die Dosisbegriffe als Differentialquotienten nach der Zeit angegeben, so erhält man die zugehörigen Dosisleistungen.

Energiedosis

Sie ist definiert als die vom bestrahlten Material mit dem Volumen dV und der Dichte ρ absorbierte Energie dE pro Masseneinheit dm .

$$D = \frac{dE}{dm} = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{dE}{dV} \quad [D] = 1 \text{ Gray} = 1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}. \quad (2.16)$$

Ionendosis

Beim Durchsatz eines Luftvolumens von ionisierender Strahlung werden elektrische Ladungsträger erzeugt. Der Quotient aus erzeugter elektrischer Ladung dQ eines Vorzeichens und der Masse dm des bestrahlten Volumens wird Ionendosis J genannt.

$$J = \frac{dQ}{dm} = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{dQ}{dV} \quad [J] = 1 \text{ C/kg}. \quad (2.17)$$

Äquivalentdosis

Mit dem Begriff der Äquivalentdosis H findet der Umstand Berücksichtigung, dass die gleiche Energiedosis D je nach Strahlenart unterschiedliche biologische Wirkung haben kann. Der dimensionslose Qualitätswichtungsfaktor Q nimmt dabei für Röntgen- und Gammastrahlung den Wert 1 und für Protonen mit einer Energie $> 2\text{MeV}$ den Wert 5 an.

$$H = Q \cdot D \quad [H] = 1 \text{ Sievert} = 1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}. \quad (2.18)$$

Kerma

Berücksichtigt man bei der Dosisberechnung nur die kinetische Anfangsenergie der ersten Generation der Sekundärteilchen dE_{kin} , die in einem bestrahlten Volumen erzeugt werden und bezieht diese auf die Masse des Volumens (Glg. 2.19), so erhält man die Kerma K (Kinetic Energy Released per unit MAss).

$$K = \frac{dE_{kin}}{dm} = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{dE_{kin}}{dV} \quad [K] = 1 \text{ Gy}. \quad (2.19)$$

Flächendosisprodukt

Bildet man das Flächenintegral der Luftkerma K über ein Strahlungsfeld der Fläche F , so erhält man das Flächendosisprodukt P . Es findet bei der Dosisabschätzung für PatientInnen in der Röntgendiagnostik Verwendung.

$$P = \int_F K dF \quad [P] = 1 \text{ Gy} \cdot \text{m}^2. \quad (2.20)$$

Abstandsquadratgesetz

Breitet sich Strahlung einer isotrop strahlenden punktförmigen Strahlungsquelle im Vakuum aus, so nimmt deren Intensität I quadratisch mit der Entfernung r ab.

$$I(r) = \frac{a}{r^2} \quad (2.21)$$

Die Größe a ist dabei charakteristisch für den Strahler.

2.5.2 Tiefendosisverteilung von Photonen

Richtet man sein Augenmerk auf die Verteilung der Energiedosis entlang des Zentralstrahes eines Strahlenbündels, so können je nach Strahlungsart verschiedene Verläufe beobachtet werden. Durch die Angabe von Kenngrößen (Wert und Tiefe des Dosismaximums, Hautdosis, Austrittsdosis) werden die Kurven beschrieben. Die für Photonen typischen Tiefendosisverteilungen (Abb. 2.9 unten) lassen sich mit dem Dosisaufbaueffekt erklären.

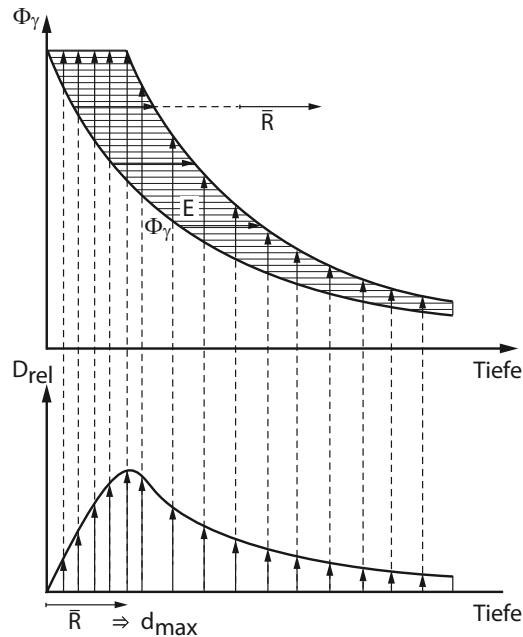


Abbildung 2.9: schematische Darstellung des Dosisaufbaueffektes für harte Röntgenstrahlung. Oben: Photonenfluenz Φ_γ und deren bewirkte Sekundärelektronen E (schraffiert). \bar{R} mittlere Elektronenreichweite. Unten: relative Energiedosis D_{rel} über Absorbertiefe [Kri01].

Dosisaufbaueffekt

Trifft ein Photonenstrahlbündel auf einen Absorber, so überträgt es durch Streuung und Absorption seine Energie auf Sekundärteilchen. Auf ihrem Weg durch den Absorber deponieren diese Sekundärteilchen ihre kinetische Energie und bewirken dadurch eine Dosis. Die Anzahl der Sekundärteilchen ist abhängig von der primären Photonenflussdichte, sie nimmt daher mit zunehmendem Weg im Absorber ab. Die Dosis an der Oberfläche des Absorbers ist als Folge des fehlenden Sekundärteilchenstromes beinahe null. Zu den Sekundärteilchen die in der ersten Schicht erzeugt werden, addieren sich jene, die durch die Photonenstrahlung in den folgenden Schichten erzeugt werden. Der Teilchenfluss und damit die Dosis nimmt solange zu, bis die Sekundärteilchen aus den oberflächennahen Schichten ihre kinetische Energie vollständig auf den Absorber übertragen haben (Abb. 2.9). Für die Dosis bedeutet dies, dass sie ihr Maximum etwa bei der durchschnittlichen Reichweite der Sekundärteilchen aus den ersten Schichten hat und dann, aufgrund der geringer werdenden Intensität der Sekundärteilchen, langsam abnimmt.

Im Bereich der diagnostischen Röntgenstrahlung (bis etwa 100 keV) kann dieser Dosisaufbaueffekt nicht beobachtet werden. Begründung findet man in der geringen Reichweite der Sekundärteilchen, die hier nicht durch Compton-, sondern durch Photoeffekte (Abb. 2.5) erzeugt werden. Sie deponieren ihre Energie lokal. Mit zunehmender Photonenstrahlenergie wird der Comptoneffekt zur dominierenden Wechselwirkungsart. Der Energieübertrag auf die Comptonelektronen und damit die Reichweite der Elektronen im Absorber, steigt

mit der Photonenenergie. Das Dosismaximum verschiebt sich also bei härter werdender Röntgenstrahlung zu größeren Tiefewerten hin.

2.6 Computertomographie

Bei Röntgenaufnahmen unter Anwendung der klassischen Technik wird mit Hilfe von Röntgenstrahlung eine zweidimensionale Projektion eines dreidimensionalen Körpers auf einen Film abgebildet. Jeder Bildpunkt gibt dabei die Schwächung g , die der ihm zugeordnete Röntgenstrahl auf seinem Weg l durch das zu untersuchende Gewebe erfahren hat, wieder.

$$g = \int_l \mu(x, y, z) dl \quad (2.22)$$

μ kennzeichnet dabei den in Abschnitt 2.3.4 behandelten linearen Schwächungskoeffizienten. Strukturen mit geringer Schwächung werden bei diesem Verfahren leicht von solchen mit großen Schwächungswerten überdeckt. An eine zufriedenstellende Darstellung der Gehirnstruktur, ohne Einsatz von Kontrastmitteln, ist wegen der hohen Schwächungswerte des umgebenden Schädelknochens nicht zu denken.

Bei der Computertomographie werden Schnittbilder von Körperschichten senkrecht zur Körperachse dargestellt. Die Bilder enthalten dabei Informationen über die Verteilung des Schwächungskoeffizienten $\mu(x, y, z)$ und können auch Bereiche mit geringen Dichteunterschieden kontrastreich wiedergeben [Mor95]. Die für die Berechnung der Verteilung notwendigen Formalismen sollen im Folgenden kurz zusammengefasst werden.

2.6.1 Radontransformation

Als Radontransformierte eines Objektes $r(\varphi, s) = \mathcal{R}\{f(x, y)\}$ über dem Ort (x, y) bezeichnet man:

$$r(\varphi, s) = \iint f(x, y) \cdot \delta(x \cdot \sin \varphi + y \cdot \cos \varphi - s) dx dy \quad (2.23)$$

mit $\varphi \in [0^\circ, 180^\circ)$ und $s \in \mathbb{R}$.

Die δ -Gerade $\delta(x \cdot \sin \varphi + y \cdot \cos \varphi - s)$ arbeitet dabei als Transformationskern und bewirkt, dass Werte von $f(x, y)$ längs Geraden mit den Parametern s und φ aufsummiert werden. Wählt man den Winkel φ fest, gleicht $r(\varphi_0, s)$ der Parallelprojektion des Objektes in Richtung φ_0 . Die in der Gantry eines Computertomographen erzeugte Röntgenstrahlung, erfährt auf ihrem Weg zur Detektoreinheit folgende Schwächung:

$$I(\varphi, s) = I_0 \cdot \exp\left(- \iint \mu(x, y) \cdot \delta(x \cdot \sin \varphi + y \cdot \cos \varphi - s) dx dy\right)$$

Werden die detektierten Daten durch I_0 dividiert und anschließend logarithmiert, so entsprechen sie der Radontransformierten $\mathcal{R}\{\mu(x, y)\}$ der Funktion $\mu(x, y)$ [Bey02]:

$$-\ln\left(\frac{I(\varphi, s)}{I_0}\right) = \iint \mu(x, y) \cdot \delta(x \cdot \sin \varphi + y \cdot \cos \varphi - s) dx dy = \mathcal{R}\{\mu(x, y)\}. \quad (2.24)$$

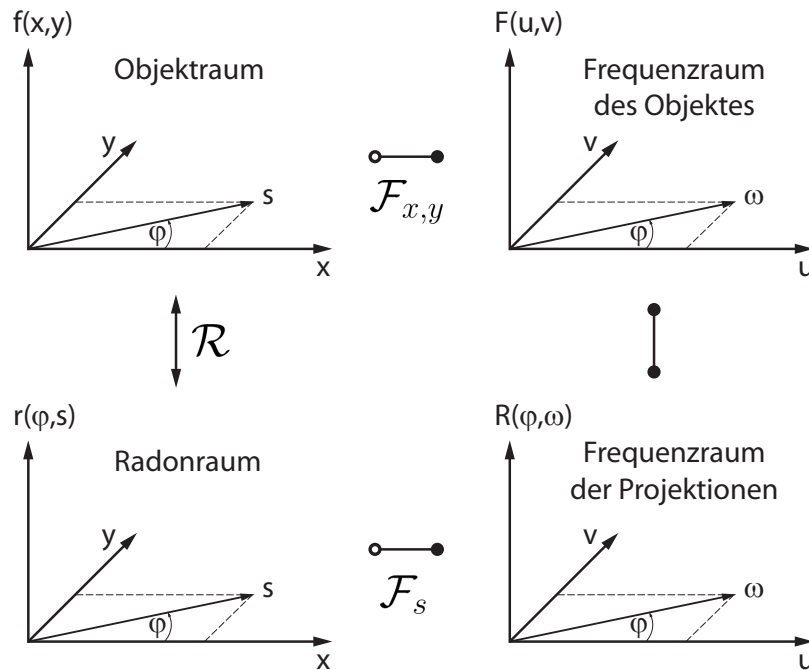


Abbildung 2.10: Schematische Darstellung des Zentralschnitt-Theorems [Buz04].

2.6.2 Zentralschnitt-Theorem

Das Zentralschnitt-Theorem (auch Fourier-Scheiben-Theorem) stellt einen Zusammenhang zwischen Radontransformation und Fouriertransformation her. Es besagt, dass eine eindimensionale Fouriertransformierte $R(\varphi, \omega) = \mathcal{F}_s \{r(\varphi, s)\}$ der Parallelprojektion des Objektes $f(x, y)$ dem zentralen Schnitt senkrecht zur Projektionsrichtung φ durch eine zweidimensionale Fouriertransformierte $F(u, v) = \mathcal{F}_{x,y} \{f(x, y)\}$ des Objektes entspricht. Das Schema in Abb. 2.10 soll die Zusammenhänge veranschaulichen.

2.6.3 Gefilterte Rückprojektion

Durch Fouriertransformation aller gemessenen Projektionen kann die zweidimensionale Fouriertransformierte $F(u, v)$ zusammengesetzt werden. Wird auf diese anschließend die inverse Fouriertransformation angewendet, so kann damit das gesuchte Objekt rekonstruiert werden [Bey02, Buz04]. Die Fouriertransformierte der Radontransformierten von $\mu(x, y)$

$$R(\varphi, \omega) = \int r(\varphi, s) \cdot e^{-i\omega s} ds =$$

kann mit Glg. 2.24

$$= \iiint \mu(x, y) \cdot e^{-i\omega s} \delta(x \cdot \sin \varphi + y \cdot \sin \varphi - s) ds dx dy$$

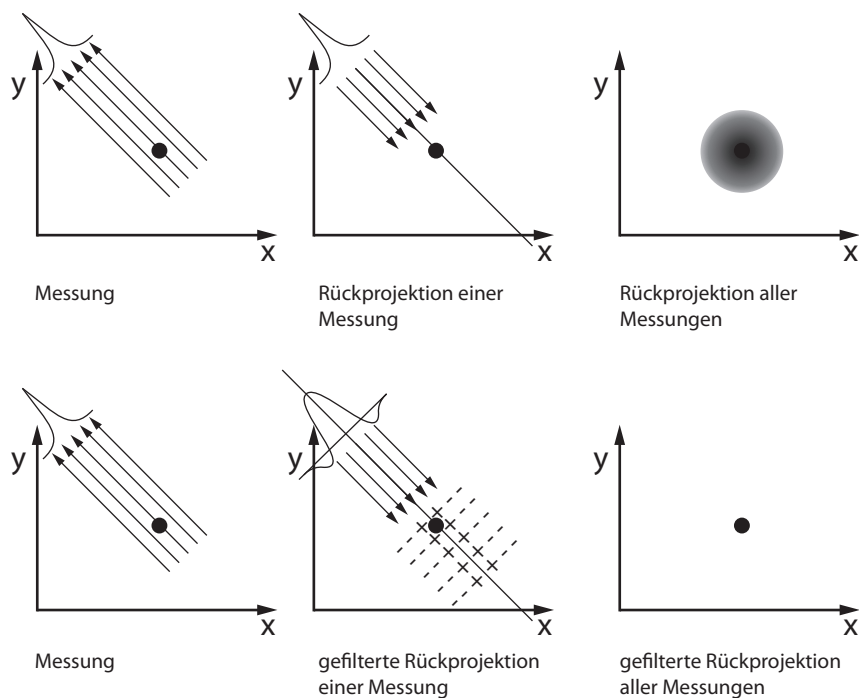


Abbildung 2.11: Gefilterte Rückprojektion [Dös00]

und

$$\int f(s)\delta(x - s)ds = f(x)$$

angegeben werden:

$$R(\varphi, \omega) = \iint \mu(x, y) \cdot e^{-i\omega(x \cdot \sin \varphi + y \cdot \sin \varphi)} dx dy \tag{2.25}$$

Die inverse zweidimensionale Fouriertransformierte von $F(u, v)$ lässt sich

$$\mu(x, y) = \frac{1}{4\pi^2} \iint F(u, v) \cdot e^{i(ux+vy)} du dv$$

nach Übergang auf Polarkoordinaten

$$\begin{aligned} u &= \omega \cos \varphi \\ v &= \omega \sin \varphi \\ J &\equiv \frac{\partial(u, v)}{\partial(\varphi, \omega)} = \omega \end{aligned}$$

und Berücksichtigung des Zentralschnitt-Theorems

$$F(\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi) = R(\varphi, \omega)$$

berechnen:

$$\mu(x, y) = \frac{1}{4\pi^2} \iint R(\varphi, \omega) \cdot e^{i\omega(x \cos \varphi + y \sin \varphi)} |\omega| \, d\omega d\varphi \quad (2.26)$$

Das Ergebnis kann man auch als Filterung der Projektion $r(\varphi, s)$ mit der Filterfunktion $|\omega|$ interpretieren. Im Ortsraum wird die Filterung zu einer Faltung mit der inversen Fouriertransformierten von $|\omega|$ als Faltungskern. In Abb. 2.11 soll schematisch die gefilterte Rückprojektion veranschaulicht werden. Verwendet man an Stelle des „richtigen“ Kernes eine modifizierte Filterfunktion, so wird bei der Rekonstruktion des CT-Bildes die Beeinflussung von Eigenschaften (Kontrast, Härte, ...) ermöglicht [Buz04, Stt].

In den vom Computertomographen generierten Bildern kommen allerdings nicht direkt die berechneten Werte für die Schwächungskoeffizienten des Gewebes μ_G zur Darstellung, sondern deren Größe relativ zum Schwächungswert von Wasser μ_W . Die an sich dimensionslose Größe wird als CT-Wert bezeichnet (Glg. 2.27) und deren Werte zu Ehren von Godfrey Hounsfield in der Einheit Hounsfieldunit (HU) angegeben.

$$\text{CT-Wert} = \frac{\mu_G - \mu_W}{\mu_W} \times 1000 \text{ HU} \quad [\text{CT-Wert}] = 1 \text{ HU}. \quad (2.27)$$

Diese Konvention erlaubt den Vergleich von CT-Aufnahmen, die an verschiedenen Scannern, mit verschiedenen Röhrenspannungen und Rekonstruktionsfiltern aufgenommen wurden. Die CT-Werte für Luft kommen auf dieser Skala bei -1000 HU und die für Wasser bei 0 HU zu liegen. Für Weichteilgewebe können Werte im Bereich von -200 bis 100 HU und für Knochen von 50 bis 3000 HU beobachtet werden.

2.7 Bestrahlungsplanung

Mit dem Begriff „Bestrahlungsplanung“ werden im Allgemeinen alle medizinischen, technischen und organisatorischen Vorbereitungen für die Strahlentherapie bezeichnet. Nach der Lokalisation des Tumors unter Einsatz verschiedener bildgebender Verfahren und der Erstellung eines Planungs-CTs werden computerunterstützt vom Bestrahlungsplanungsprogramm die Dosisverläufe innerhalb der Patientin oder des Patienten abgeschätzt. An der Universitätsklinik für Strahlentherapie in Graz bedient man sich für die Dosisberechnung der Pinnacle³ Software von Philips. Nach Festlegung von Anzahl und Ausdehnung der Bestrahlungsfelder bzw. Definition von Zielvolumen (= Tumolvolumen + Sicherheitsraum zur Erfassung der Tumorausläufer) und Restvolumen wird die Höhe der zu applizierenden Dosis kalkuliert. Verfolgtes Ziel ist dabei die Deponierung der für die Zerstörung des Tumors notwendigen Dosis im Zielvolumen bei möglichst geringer Belastung des Restvolumens [Sau84]. Herzstück der Bestrahlungsberechnung in Pinnacle³ ist der Collapsed Cone Algorithmus.

2.7.1 Collapsed Cone Convolution Superpositionsalgorithmus

Collapsed Cone Convolution Superposition basiert auf einer echten 3D-Faltung und berücksichtigt Gewebsinhomogenitäten bei der Berechnung der Primär- und der Streustrahlung sowie den Energietransfer in lateraler Richtung.

Die Modellierung des Dosisverlaufes erfolgt in mehreren Schritten. Im ersten Schritt wird die Verteilung des einfallenden Energieflusses angepasst. Berücksichtigung finden dabei die

Eigenschaften des Beschleunigerkopfes, verwendete Glättungsfilter, Blöcke, Kollimatoren oder Kompensatoren. Als Resultat erhält man eine zweidimensionale Matrix, die die Intensitätsverteilung des Energieflusses wiedergibt. Im nächsten Schritt werden aus der CT-Abbildung der Patientin oder des Patienten die örtlichen Massenschwächungskoeffizienten ermittelt. In die Massenschwächungskoeffizienten fließen die Gewebsinhomogenitäten über die Dichte, die Strahlaufhärtung am Weg durch das Gewebe, über die radiologische Tiefe und die Aufweichung abseits der Achse über die Winkel zur Achse ein. Die Matrix ist von der Energie abhängig, zur Repräsentation der Schwächung eines ganzen Energiespektrums ist es notwendig, die Summe der „monoenergetischen“ Matrizen zu verwenden. Das TERMA (Total Energy Released per unit MAss) Volumen T für die einzelnen Voxel ergibt sich dann durch Ray-Tracing. Dabei wird in jedem Voxel mit dem auf dem Weg zum Voxel geschwächten Energiefluss Ψ und dem den Voxel zugeordneten Massenschwächungskoeffizienten μ/ρ die freigesetzte Energie ermittelt.

$$T(E, r) = \frac{\mu(E)}{\rho} \cdot \Psi(E, r) \quad (2.28)$$

Im letzten Schritt wird die räumliche Dosisverteilung durch Faltung der TERMA mit dem Energiegedeponierungskern (Glg. 2.29) kalkuliert. Der Kern repräsentiert die Ausbreitung der freigesetzten Energie. Die freigesetzte Energie wird also im Patientenvolumen verteilt.

$$K(r) = \frac{A_{\theta}e^{-a_{\theta}} + B_{\theta}e^{-b_{\theta}}}{r^2} \quad (2.29)$$

Die absorbierte Energie wird dabei durch K angegeben, der Abstand zwischen den Orten der primären Wechselwirkung und der Dosisdeponierung durch r . A, a, B und b sind winkelabhängige Fit-Parameter. Polyenergetische Kerne können durch Kombination mehrerer Monte-Carlo-generierten monoenergetischer Kerne erzeugt werden. Die Gesamtdosis in jedem Voxel wird wieder mit Ray-Tracing ermittelt. Bei homogenem Gewebe kann für die gesamte in einem Voxel absorbierte Energie D folgender Zusammenhang angegeben werden:

$$D(r) = \int_V T(r')K(r - r')d^3r' \quad (2.30)$$

Den Ort des absorbierenden Voxels kennzeichnet dabei r und jenen der primären Wechselwirkung r' . Für jedes TERMA Voxel entlang des Strahlweges wird der Beitrag zur Dosis im aktuellen Punkt berechnet und unter Verwendung der TERMA und des Kernel-Wertes an der aktuellen radiologischen Tiefe summiert. Die Verwendung der radiologischen Tiefe bewirkt eine Skalierung des Kernes und erlaubt Schwankungen der Streustrahlung in allen Richtungen zu berücksichtigen. Man erhält so die Dosis eines einzelnen Strahles. Alle Strahlen werden unabhängig voneinander berechnet und ergeben nach gewichteter Addition den dreidimensionalen Dosisverlauf. [May07, McN]

2.7.2 CT-Dichte-Konversionstabellen

In den vorangegangenen Zeilen war bereits von Massendichten als Basis für die Bestrahlungsplanung die Rede. Für Wechselwirkungen zwischen Photonen, mit Energien wie sie in der Strahlentherapie eingesetzt werden und menschlichem Gewebe ist in erster Linie der Comptoneffekt ausschlaggebend. Sein Wechselwirkungskoeffizient ist direkt proportional zur

Dichte (Abschnitt 2.3.2). Eine Dosisverteilungsberechnung verlangt also die Kenntnis der Massendichteverteilung.

Die im Zuge des Planungs-CTs aufgenommenen CT-Daten enthalten Informationen über die Schwächung von Röntgenstrahlung in Form von HU-Werten (Abschnitt 2.6). Unter Verwendung von bei der Kalibrierung erstellten CT-Dichte-Konversionstabellen können den HU-Werten Dichtewerte zugeordnet werden. Zusätzlich zum Comptoneffekt leistet bei der Gewebsthroughdringung diagnostischer Röntgenstrahlung der Photoeffekt einen Beitrag und verursacht so CT-Dichte-Konversionstabellen, die sich als zweigeteilte Kurven präsentieren [Tho99]. Im Administrationsbereich des Bestrahlungsplanungsprogrammes bietet sich dem Anwender die Möglichkeit mehrere verschiedene Konversionstabellen anzulegen. Sollten es die Anwendungen erfordern, so können für die Dosisberechnung aus mehreren Tabellen die jeweils für den konkreten Fall optimalen Daten herangezogen werden.

Kapitel 3

Parameterabhängigkeit der Hounsfield-Werte

Immer wieder werden in der Literatur Diskussionen über den Einfluss von HU-Schwankungen oder CT-Wert-Schwankungen auf die Bestrahlungsplanung geführt. Einen interessanten, kontroversen Ansatz liefert die Veröffentlichung von Thomas [Tho99]. Er untersucht den Dosisfehler, den eine stark vereinfachte CT-Dichte-Konversionstabelle bewirken würde. Selbst bei Verwendung einer nur durch zwei Geraden repräsentierten Tabelle führt er Dosisfehler an, die kleiner als 0,8 % sind. Thomas vergleicht dabei sogar die Schwankungen zwischen Scannern verschiedener Hersteller. Cozzi et al. [Coz98] berichten in ihrer Publikation, dass sie die größten Änderungen bei Variation der Röhrenspannung des CT-Scanners beobachten konnten. Der verursachte Fehler bei der im Bestrahlungsplanungsprogramm berechneten Dosis sei zwar tolerierbar, trotzdem empfehlen sie, wie auch Klemm et al., periodische Überprüfungen um diese mögliche Fehlerquelle bei der Dosisberechnung eliminieren zu können. Klemm et al. [Kle] stellen in ihrer Arbeit einen Formalismus vor, der bei der Berechnung von Toleranzgrenzen für die Qualitätssicherung dienlich sein kann.

Im Sinne einer optimierten, verantwortungsvollen Bestrahlungsplanung soll im Rahmen dieser Arbeit umfangreiche Untersuchungen der Parameterabhängigkeit von HU-Werten durchgeführt werden. Der an der Klinik für Strahlentherapie in Graz eingesetzte Computertomograph ist ein Gerät der neuesten Generation, wissenschaftliche Arbeiten über Erfahrungen mit dem Tomographen sind daher selten.

3.1 Computertomograph und Messphantom

3.1.1 Toshiba Aquilion LB

Alle Untersuchungen bezüglich der Konstanz der HU-Werte wurden am Aquilion LB (Large Bore) Computertomographen von Toshiba durchgeführt (Abb. 3.1). Der Tomograph zeichnet sich durch die weltweit größte Gantryöffnung (90 cm) und ein Standard-Messfeld von 70 cm aus. Für spezielle Anwendungen kann das Messfeld auf 85 cm erweiterte werden. Die große Gantryöffnung ermöglicht die Durchführung von CT-Aufnahmen selbst bei adipösen PatientInnen oder Einsatz kompliziert Lagerungshilfen. Auf einem metallfreien Untersuchungstisch können Scanlängen bis zu 180 cm erfasst werden. Der Aquilion LB wird als 16 Zeilen CT mit

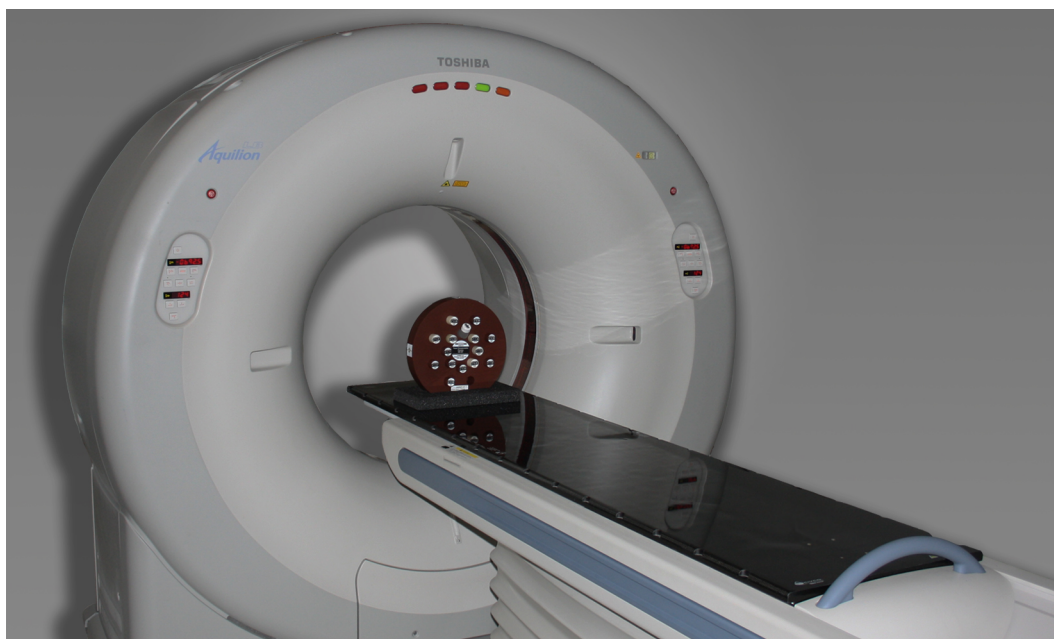


Abbildung 3.1: Toshiba Aquilion LB Computertomograph.

32 mm Detektorbreite ausgeführt und verfügt über folgende Kollimationen: $16 \times 0,5$ mm, 16×1 mm und 16×2 mm, mit einer maximalen Scangeschwindigkeit von 32 mm/s. Der zeitliche Abstand zweier Scans beträgt 0,5 s bei einer vom Hersteller angegebenen räumlich isotropen Auflösung von 0,35 mm [TMS10].

3.1.2 Gammex-RMI 467

Spezielle Messphantome für radioonkologische Anwendungen und CT-Kalibrierung werden u. a. von der Firma Gammex-RMI hergestellt. Für die Bestimmung der HU-Werte haben wir das Gammex-RMI 467 Festkörperphantom (Abb. 3.2) verwendet. Sein Träger ist 5 cm stark, besteht aus Wasser (Gammex 451 Solid Water[®]) und kann mit bis zu 16 Einsätzen verschiedener Dichte bestückt werden. Sowohl Elektronen- als auch Massendichte der einzelnen Einsätze werden vom Hersteller für jedes Phantom genau bestimmt und angegeben. Knochen werden von Gammex durch Mischungen aus Harz (CB2) und CaCO_3 simuliert. Im Anhang zeigt Abb. A.1 die Abmessungen des Phantoms und die gewählte Anordnung der Dichteinserts. Die von Gammex ausgewiesenen Materialeigenschaften der Einsätze sind in Tab. A.1 zusammengefasst [Gamb].

3.2 Wahl der zu variierenden Parameter

Bei der Analyse der HU-Schwankungen sollen drei verschiedene Ansätze Berücksichtigung finden. Zum einen sollen alle Scanprotokolle, die als Standardprotokolle an der Strahlentherapie verwendet werden untersucht und auf ihre Reproduzierbarkeit überprüft werden. Des Weiteren wurden Zusatzprotokolle mit Röhrensparnungen von 80 kV, die unmittelbar

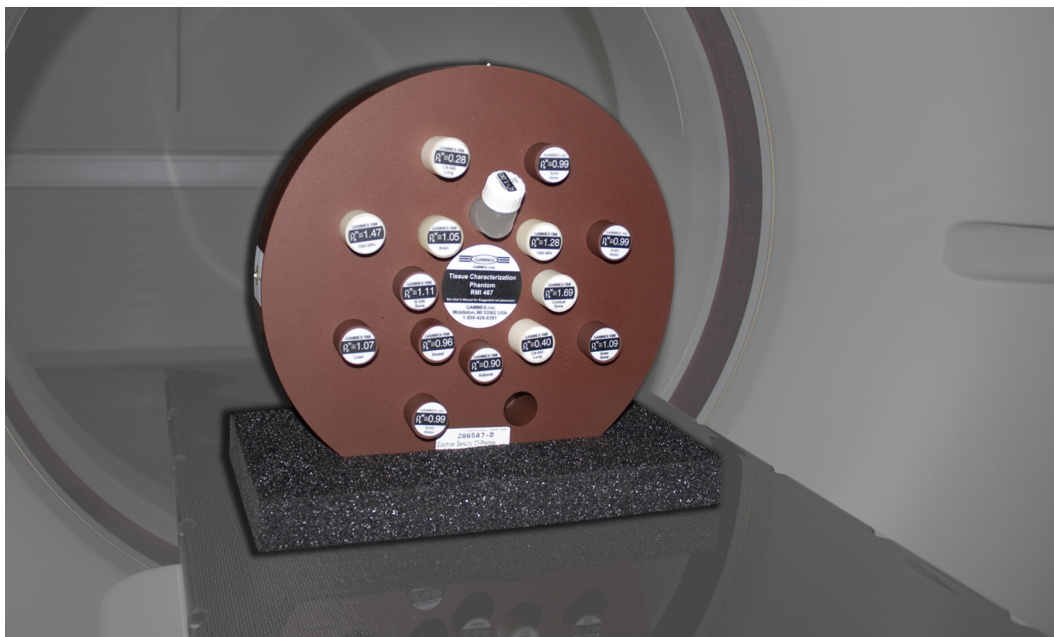


Abbildung 3.2: Gammex-RMI 467 Festkörperphantom.

noch keine Anwendung finden, jedoch zukünftig für atemgetriggerte CT-Untersuchungen von Interesse sind, in die Betrachtungen miteinbezogen.

Schließlich sollen jene Parameter, die die größten Schwankungen von CT-Werten verursachen, im Hinblick auf ihren direkten Einfluss auf die errechnete Bestrahlungsdosis im Phantom als auch an Patientinnen und Patienten, in die Überlegungen eingebunden werden. In Tab. A.2 sind die in den zurverfügungstehenden Standardprotokollen verwendeten Parameter zusammengefasst. Als Ergebnis der Parametererhebung wurde Tab. 3.1 erstellt. Sie gibt an, in welchen Bereichen und Abstufungen die Scan-Parameter, zur Erfüllung der oben angeführten Kriterien, variiert werden sollen.

Nr.	Parameter		Untersuchte Werte								
1	Röhrenspannung	kV	80	100	120	135					
2	Röhrenstrom	mA	100	150	200	250					
3	Messfeld (Field of View)	mm	240	320	400	550	700				
4	Umlaufzeit	s	0,5	1	2	3					
5	Schichtdicke	mm	2	4	8						
6	Aufnahmeverfahren		Spirale	Schicht							
7	Rekonstruktionsfilter		FC13	FC17	FC23	FC30	FC42	FC44	FC47	FC52	FC64
8	Boost		on	off							
9	Image Filter		QDS+	2D-Q01	off						

Tabelle 3.1: Zusammenstellung der untersuchten Scan-Parameter.

Die Parameter „Boost“ und „Image Filter“ sind „Feineinstellungen“, die nach der Wahl des Rekonstruktionsfilters vorgenommen werden können. Aktivierung der „Boost“ Funktion kann zu verbesserten Aufnahmen führen, wenn die Bildqualität durch außerhalb des Messfeldes liegende, und damit bei der Bildrekonstruktion nicht berücksichtigte, Störkörper hoher Dichte beeinträchtigt wird. Ein typischer Anwendungsfall ist die Erstellung von Oberkörper-Scans, bei seitlich gelagerten Armen. Mit dem „Image Filter“ kann der Kontrast bei der Bildrekonstruktion manipuliert werden.

3.3 Sicherung der Qualität der Messungen

3.3.1 Reproduzierbarkeit der Phantompositionierung

Während die CT-Aufnahmen des Messphantoms erstellt wurden, musste der Computertomograph natürlich weiter seine Aufgaben im täglichen Patientenbetrieb erfüllen. Die Anordnung des Phantoms musste dadurch zwischen den Messungen immer wieder ab- und aufgebaut werden. Zur Gewährleistung einer gleichen Positionierung wurde das am CT zur Verfügung stehende Positionierlasersystem LAP verwendet (Abb. 3.3). Der Phantomschwerpunkt wurde im Zentrum der Gantry mit Hilfe von am Phantom angebrachten röntgendichten Markern positioniert und der Referenzpunkt des Untersuchungstisches auf Null gestellt. Durch eine nachträgliche Kontrolle der Lage der Marker in den CT-Bildern konnten Positionierungsfehler bei der Analyse der HU-Werte erkannt werden. Damit wurde sichergestellt, dass Bereiche zur HU-Bestimmung immer an definierten Stellen in der Gantry lagen und der Einfluss von Dichteinhomogenitäten in den Phantomeinsätzen hintangehalten wurden.

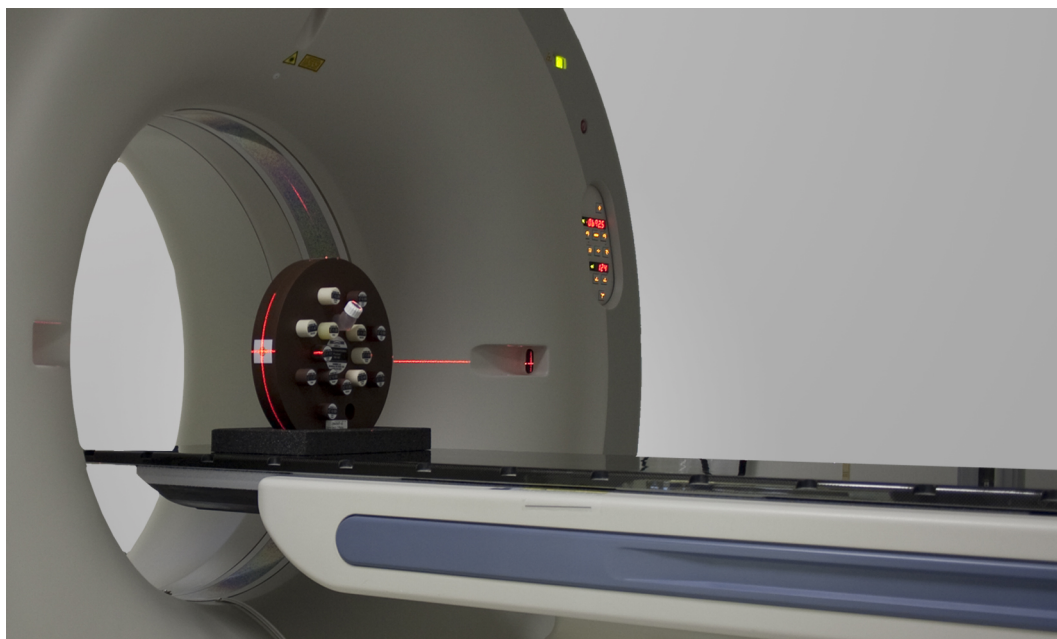


Abbildung 3.3: Positionierung des Phantoms mit Laser und Marker.

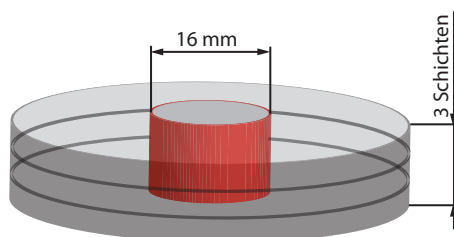


Abbildung 3.4: Schematische Darstellung der Ausdehnung der ROI.

3.3.2 Position und Ausdehnung der ROI (Region of Interest)

Im Zuge unserer Untersuchungen stand eher die Umsetzung der angestrebten Parameterkombinationen im Vordergrund, als die Aufnahme von artefaktfreien CT-Bildern hoher Qualität. Durch lokale HU-Schwankungen als Folge von ungünstig gewählten Scan-Parametern kann eine Verfälschung von punktuell erhobenen HU-Werten entstehen. Mit der Auswahl eines dreidimensionalen Bereichs ROI können Unsicherheiten in der Bestimmung der HU-Werte umgangen werden. ROIs lassen sich sowohl am CT, als auch im Bestrahlungsplanungssystem, wo sie ein gängiges Mittel zur Zielvolumen- und Risikoorgandefinition sind, erstellen. Als Vorteil erweisen sich die handlichen Abmessungen der Dichteinserte des Gammex Phantoms. Durch ihren relativ großen Durchmesser können die ROIs im Bestrahlungsprogramm einfach positioniert werden ohne dabei Gefahr zu laufen, in den Randbereich der Einsätze oder darüber hinaus zu gelangen.

Görlitz [Gör06] beschreibt in ihrer Diplomarbeit, dass beim Somatom Emotion Computertomographen von Siemens durch die Bildrekonstruktion, zum Rand der Phantomeinsätze hin, überhöhte HU-Werte auftreten. Görlitz empfiehlt die Größe der ROIs so zu wählen, dass sie innerhalb des Plateaus zu liegen kommen, damit die Messungen durch den Effekt möglichst wenig beeinträchtigt werden.

Um auszuschließen, dass solche Randerhöhungen durch Rekonstruktionsalgorithmen und Filter, deren genaue Funktionsweise dem Anwender meist unbekannt ist, auftreten, wurde eine Matlab-Routine angefertigt, die eine Oberflächendarstellung der HU-Werte liefert. CT-Bilder können damit unter Verwendung der DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine [NEM10]) Bibliothek ohne großen Aufwand eingelesen und verarbeitet werden. Bevor die Werte sinnvoll dargestellt werden können empfiehlt es sich den Mittelwert mehrerer Schichten zu berechnen und das Ergebnis falls notwendig leicht zu glätten. Im einfachsten Fall erfolgt die Glättung durch Mittelung über benachbarte Bildpunkte der CT-Aufnahme (Abb. 3.5).

Bei dieser durchgeführten Untersuchung aller Rekonstruktionsfilter konnten bei zwei Filtergruppen spezielle Effekte beobachtet werden. Beam-Hardening-Filter (wie der FC23-Filter) zeigen in der Oberfläche keine Randerhöhungen, dafür werden die HU-Werte deutlich gegenüber anderen Filtern angehoben (Abb. 3.5). Der FC44-Filter gehört zu einer Gruppe von Filtern, die in den Randbereichen die HU-Werte erhöhen, im inneren Bereich jedoch keine zusätzlichen Schwankungen zeigen (Abb. 3.7). Die Ausdehnung der ROI wurde daraufhin so

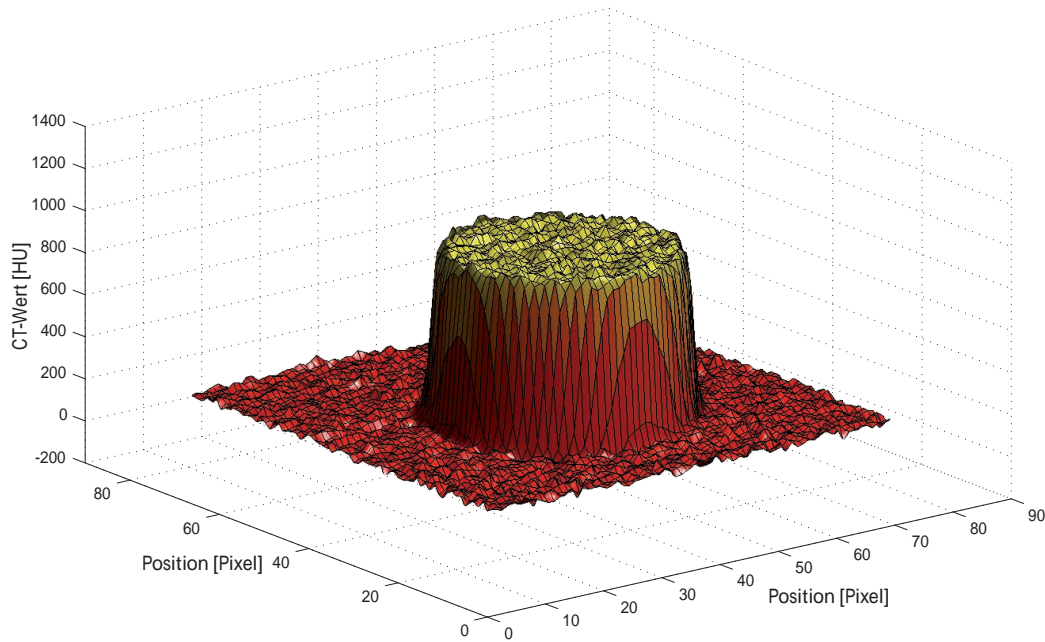


Abbildung 3.5: CT-Werte eines Einsatzes mit einer Dichte von $1,560 \text{ g/cm}^3$ unter Verwendung des Standard-Filters (FC13).

verkleinert, dass Verfälschungen durch Randeffekte ausgeschlossen werden konnten.

3.3.3 Interpretation der HU-Werte durch das Bestrahlungsplanungsprogramm

Am Computertomographen stehen für die Auswertung der HU-Werte nur sehr rudimentäre Hilfsmittel zur Verfügung. Wir waren deshalb bestrebt die Bestimmung der HU-Werte möglichst im Bestrahlungsplanungsprogramm durchzuführen. Diese Vorgehensweise ist durchaus realistisch, denn auch bei der klinischen Bestrahlungsplanung müssen die vom CT generierten Bilder den Weg über die Patientendatenbank gehen, bevor sie im Bestrahlungsplanungsprogramm importiert, interpretiert und in Dichtewerte umgesetzt werden. Eine Reihe von CT-Bildern wurde sowohl direkt am CT (HU_{CT}), als auch im Pinnacle³ (HU_{BPS}) untersucht und die Resultate miteinander verglichen (Abb. 3.8). Zusammenfassend kann vermerkt werden, dass unter Berücksichtigung der angeführten Transformationsvorschriften, beide Methoden die gleichen Ergebnisse liefern.

$$\begin{aligned}
 HU_{CT} > 4000 & \rightarrow HU_{BPS} = 5000 \\
 4000 \leq HU_{CT} \leq -1024 & \rightarrow HU_{BPS} = HU_{CT} + 1000 \\
 HU_{CT} < -1024 & \rightarrow HU_{BPS} = 0
 \end{aligned}$$

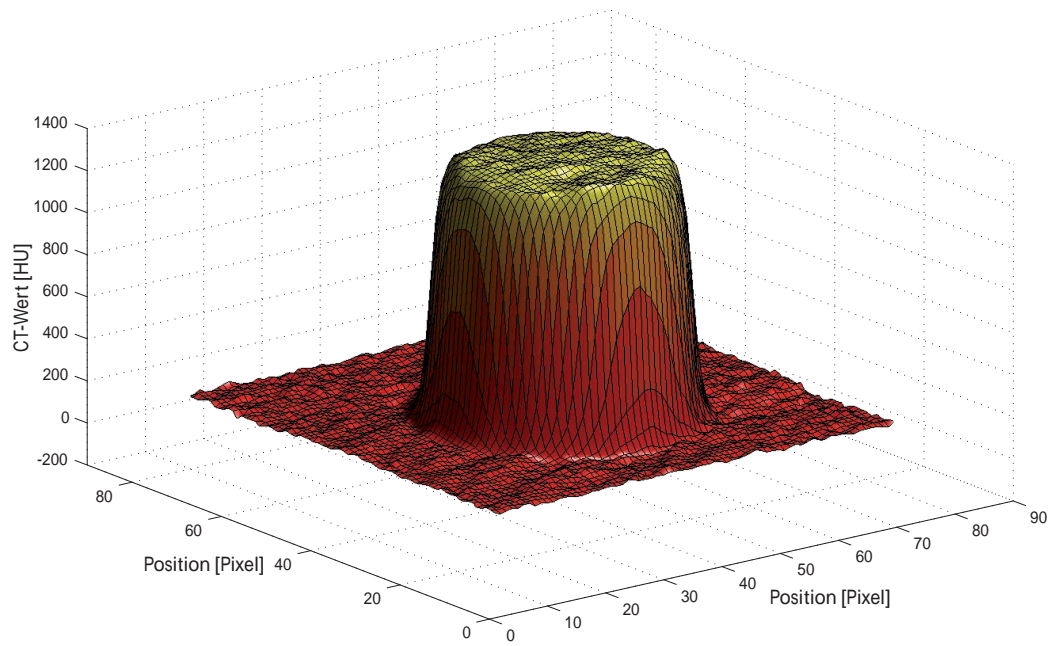


Abbildung 3.6: CT-Werte eines Einsatzes mit einer Dichte von $1,560 \text{ g/cm}^3$ unter Verwendung des Beam-Hardening-Filters (FC23).

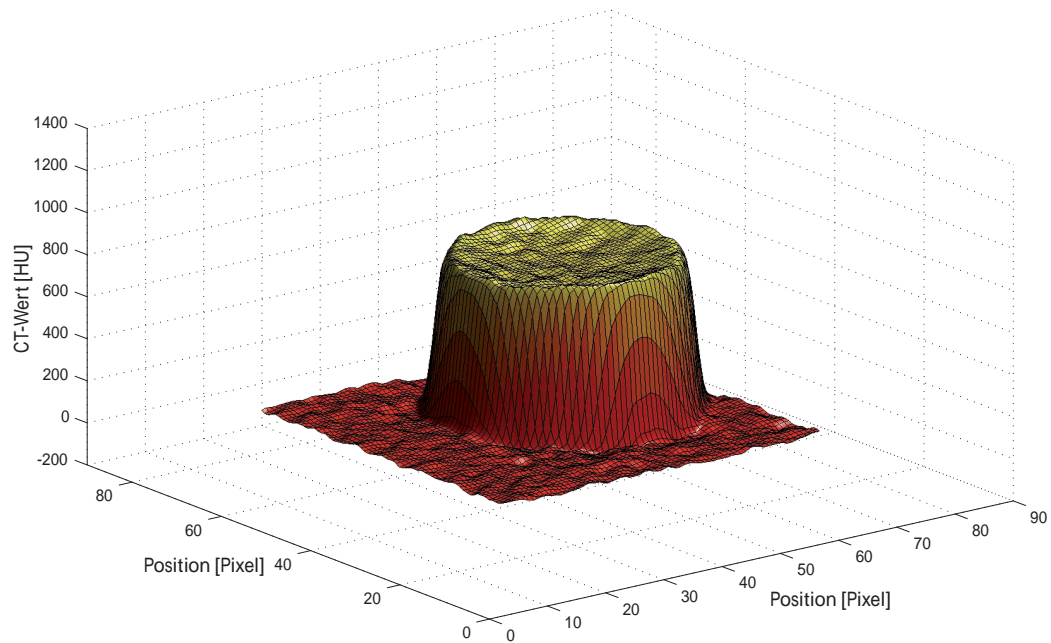


Abbildung 3.7: CT-Werte eines Einsatzes mit einer Dichte von $1,560 \text{ g/cm}^3$ unter Verwendung des FC44-Filters.

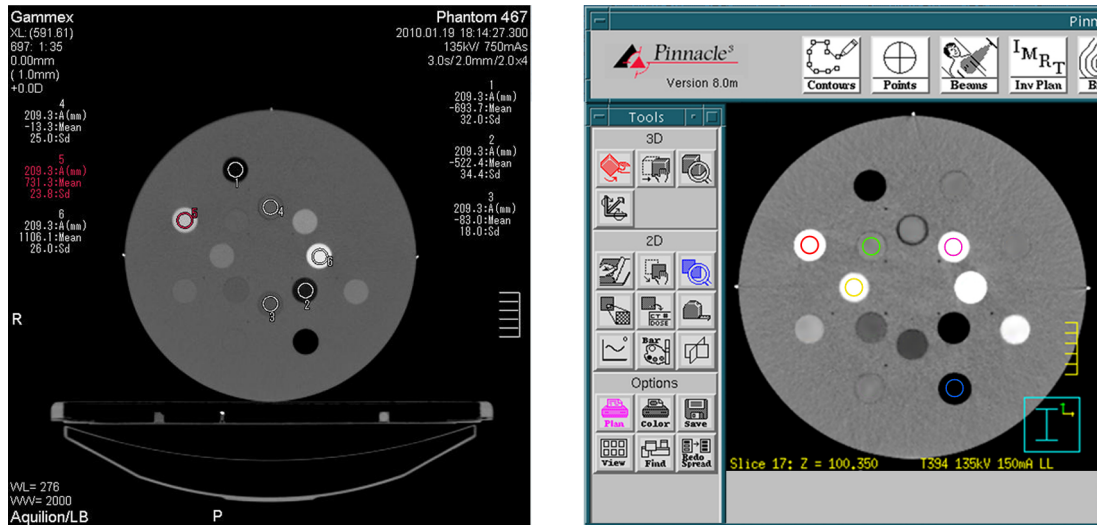


Abbildung 3.8: Ermittlung der CT-Werte am Computertomographen (links) und im Bestrahlungsplanungsprogramm (rechts).

3.4 Verfahren zur Klassifizierung der HU-Schwankung

Im Rahmen der ersten Untersuchungen hat sich gezeigt, dass der Ansatz von Thomas (Kap. 3) durchaus Sinn macht. Trägt man die für die einzelnen Phantomeinsätze ermittelten HU-Werte über der Massendichte ρ auf, so erhält man eine zweigeteilte Kurve, die in ihren Abschnitten jeweils linear ist. Bei der Variation der Geräteparameter kann man für den Teil der Kurve mit $\rho < 1,1$ meist keine großen Änderungen beobachten, während die Gerade mit größeren Dichtewerten, im Wesentlichen ihre Steigung ändert (Abb. 3.9).

Durch die umfassende Berücksichtigung von Scan-Parameter wurde es notwendig die Bewertung der Schwankungen unter Einsatz von Matlab-Routinen durchzuführen. Die im Pinnacle³ gemessenen HU-Werte wurden als Textdateien im CSV-Format gespeichert und die für die jeweilige CT-Aufnahme gewählten Scan-Parameter als Datensatz in einer Dbase-Datenbank erfasst. Bei der Analyse der Parameter wurden in der Auswerteroutine mit den Daten aus der Parameterdatenbank die infrage kommenden Messwerte eingelesen. Für die Werte der einzelnen CT-Bilder wurden in den oben angesprochenen Bereichen Ausgleichsgeraden angepasst. Die Standardabweichungen σ relativ zu den Mittelwerten der bei der Approximation erhaltenen Koeffizienten wurden schließlich als Maß für die Änderung der HU-Werte in Abhängigkeit der Aufnahmeparameter herangezogen (Abb. 3.10).

3.5 Einfluss der verschiedenen Aufnahmeparameter

Einzelschichtaufnahmen für Messfelder mit einem Durchmesser größer als 320 mm bei Röhrenspannungen von 80 kV oder 100 kV konnten im Zuge unserer Untersuchungen nicht umgesetzt werden, diese Parameterkombinationen waren unrealistisch und konnten im strahlentherapeutischen Betrieb keinen Einsatz finden. Aus Kostengründen wurden ihre Kalibrierungstabellen bei der Anschaffung des Tomographen nicht implementiert.

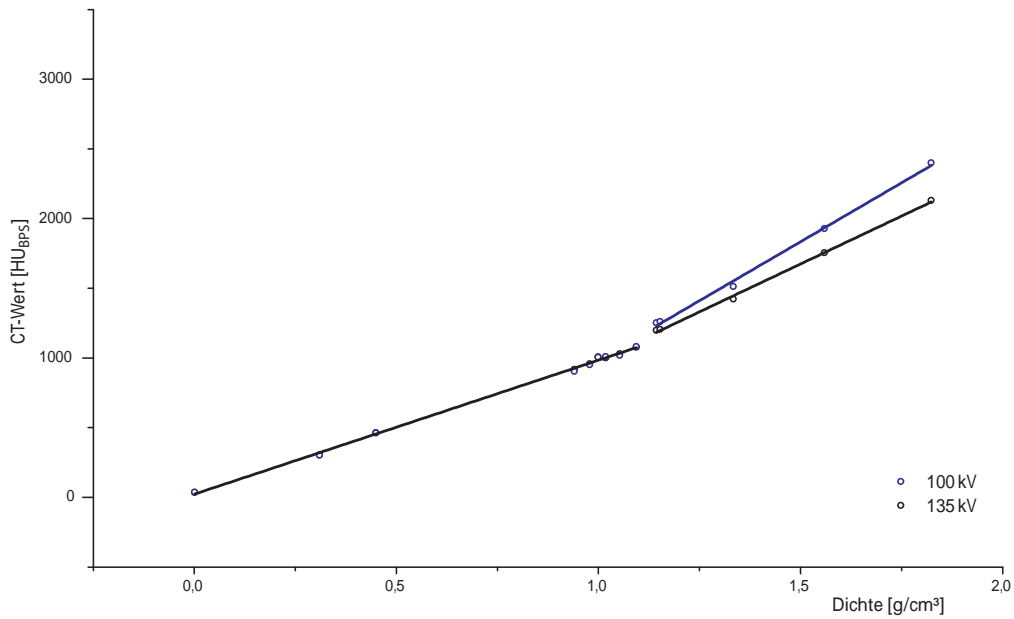


Abbildung 3.9: CT-Werte mit Ausgleichsgeraden für zwei verschiedene Röhrenspannungen.

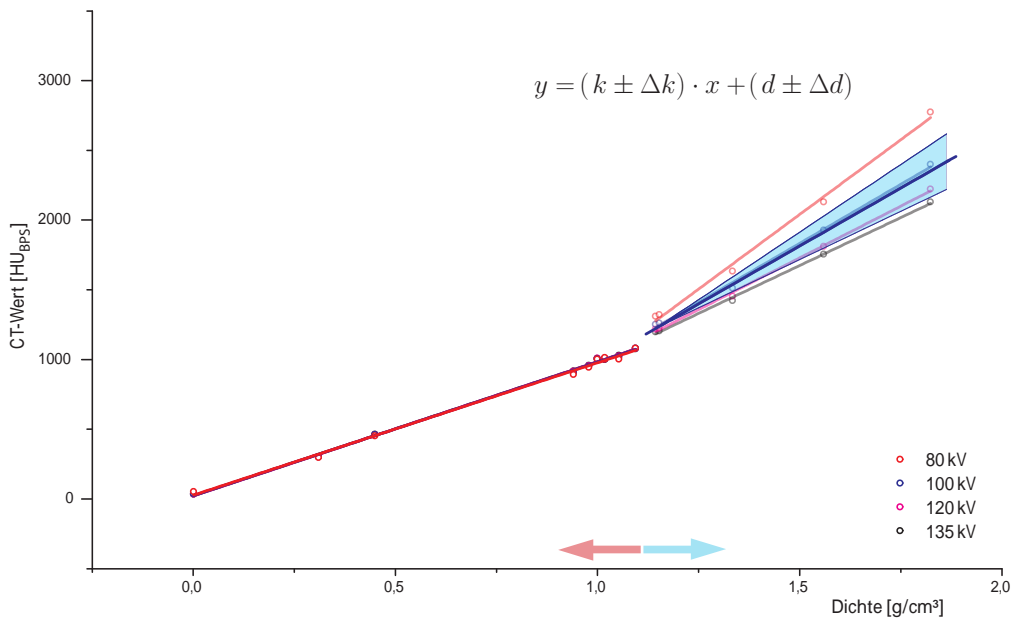


Abbildung 3.10: Relative Standardabweichung der Steigung zur Klassifizierung der Schwankungen.

3.5.1 Verwendung der Standardprotokolle

Aus Tabelle A.2 ist ersichtlich, dass an der Universitätsklinik für Strahlentherapie-Radioonkologie in Graz routinemäßig Röhrensparnungen von 120 kV oder 135 kV angewendet werden. Im Folgenden werden die Einflüsse der unterschiedlichen Einstellungsparameter aufgezeichnet und diskutiert.

Schichtdicke, Image Filter und Boost-Funktion

Werden die Feineinstellungen für die Bildrekonstruktion beliebig gewählt, so kann für Röhrensparnungen im angesprochenen Bereich keine Beeinflussung der HU-Werte in den CT-Bildern beobachtet werden. Auch durch die Rekonstruktion außergewöhnlich starker Scheiben aus den im Spiralmodus aufgenommenen CT-Daten lassen sich die CT-Werte für die Dichteinsätze des Festkörperphantoms nicht verfälschen. Repräsentierend für das Verhalten der Werte sollen die Kurven in Abb. 3.11 angeführt werden.

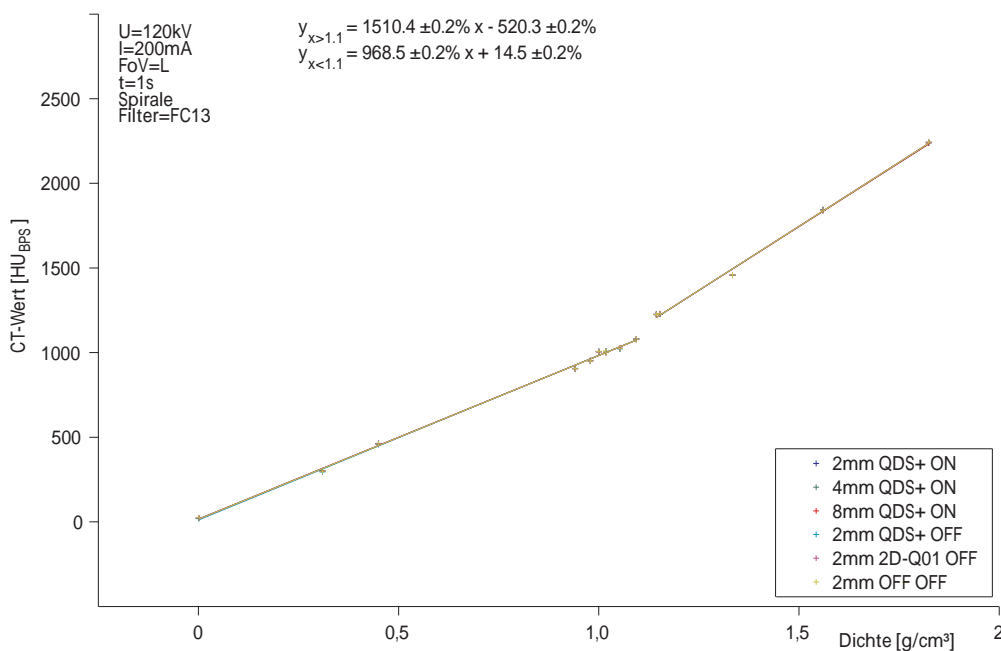


Abbildung 3.11: CT-Werte bei Verwendung verschiedener Image-Filter (QDS+, 2D-Q01 oder OFF), Schichtdicken (2 mm, 4 mm oder 8 mm) oder bei Deaktivierung der Boost-Funktion. Konstante Einstellungsparameter werden im Diagramm links oben angegeben.

Umlaufzeit und Aufnahmeverfahren

Die im Diagramm 3.12 abgebildeten Geraden zeigen, dass unabhängig davon, ob die CT-Bilder in Form von Einzelschichten oder als Spirale aufgenommen, oder ob andere Zeitintervalle für die einzelnen Umläufe gewählt wurden, konstante Ergebnisse für die CT-Werte zu erwarten sind. Der maximale absolute Unterschied der gemessenen Werte überschreitet selbst bei Einsätzen mit hoher Dichte ($1,824 \text{ g/cm}^3$) 9 HU nicht.

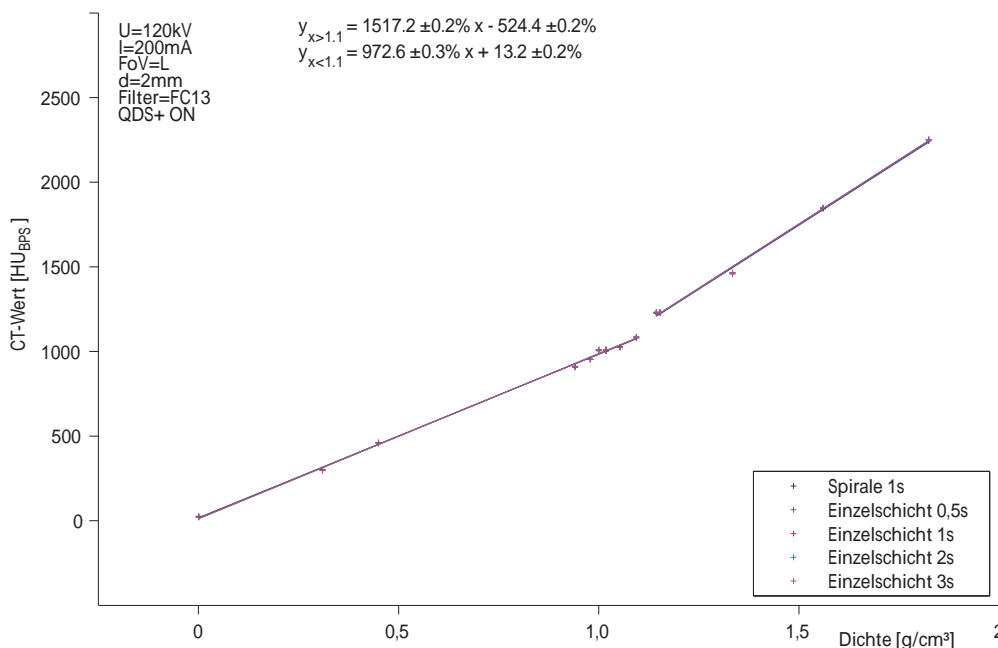


Abbildung 3.12: CT-Werte bei Verwendung verschiedener Aufnahmeverfahren (Spirale, Einzelschicht) oder Umlaufzeiten.

Röhrenstrom und Messfeld (Field of View)

Ein ähnliches Verhalten zeigt die Güte der CT-Werte auch bei Einstellung verschiedener Röhrenströme (Abb. 3.13) mit einem wiederum geringen Unterschied wie schon bei der Betrachtung der Aufnahmeverfahren und Umlaufzeiten.

Variiert man die Größe des im Rahmen der Tomographie aufgenommenen Feldes, so konnten erste deutliche Schwankungen ermittelt werden. In Extremfällen konnten HU-Werte beobachtet werden, die 1,3% vom Mittelwert entfernt zu liegen kamen. Bei der Aufnahme der in Abb. 3.14 zusammengefassten Situation lagen die Werte für den Einsatz mit einer Dichte von $1,470 \text{ g/cm}^3$ Werte zwischen 1798 HU und 1843 HU.

Röhrenspannung

Die auf den letzten Seiten dargestellte Konstanz der CT-Werte gilt immer nur, wenn Messungen verglichen werden, die bei der gleichen Röhrenspannung durchgeführt wurden. Beim Wechsel auf andere Röhrenspannungen kann eine deutliche Änderung der Werte beobachtet werden. Dieser Sachverhalt ist aus der Literatur gut bekannt und wurde auch für anderen Computertomographen beschrieben [Coz98]. Die Linien in Abb. 3.15 zeigen die Abweichungen der HU-Werte in Abhängigkeit der Röhrenspannung und einem Satz konstant gehaltener Parameter. Wegen der Unabhängigkeit der HU-Werte von diesen konstant gehaltenen Parametern, würde jede Wahl dieser Parameter das gleiche Bild ergeben, wenn man über die kleine Aufspaltung durch das Messfeld, hinwegsieht. Mit Pinnacle³ wurden für den Bereich mit der Dichte $1,824 \text{ g/cm}^3$ bei 100 kV Werte von 2420 HU und bei 135 kV 2149 HU bestimmt.

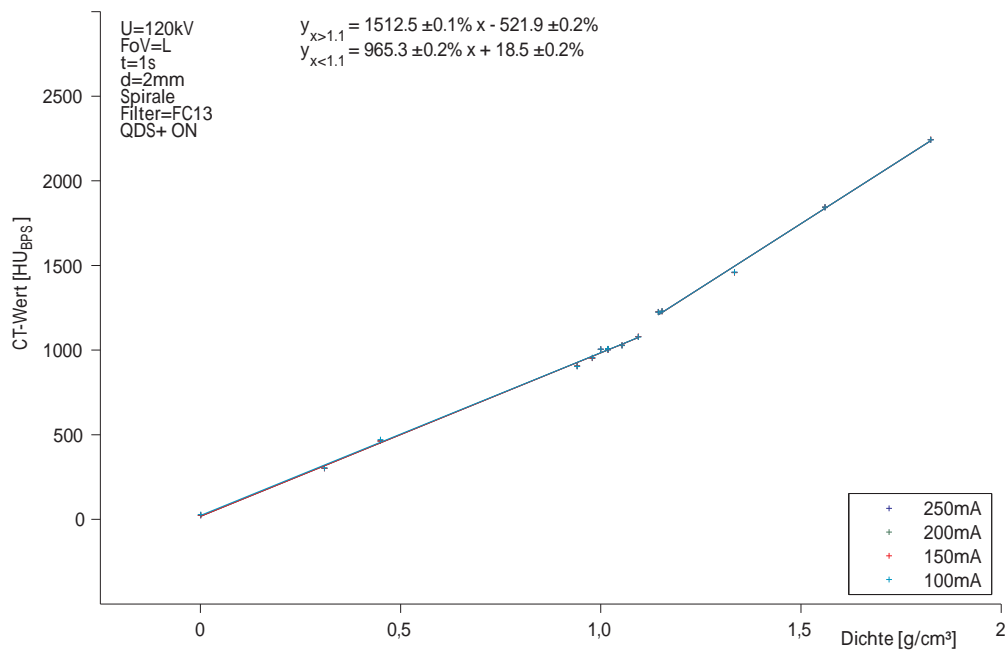


Abbildung 3.13: CT-Werte und Ausgleichsgeraden bei Variation des Röhrenstromes.

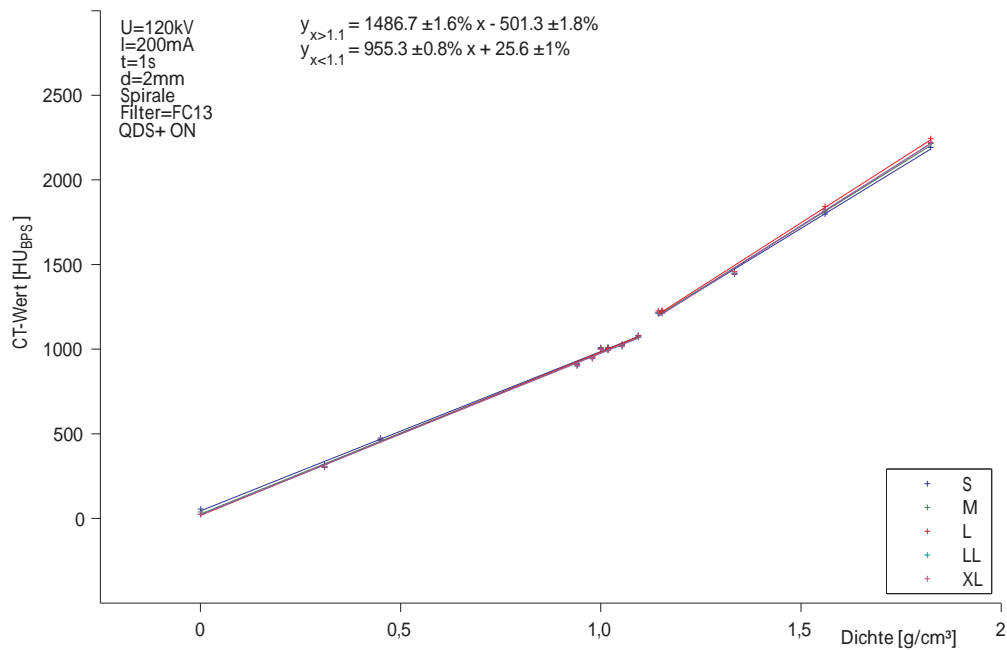


Abbildung 3.14: Verhalten der CT-Werte für verschiedene Messfelder (240 mm - 700 mm). Konstante Einstellungsparameter werden in den Diagrammen links oben angegeben.

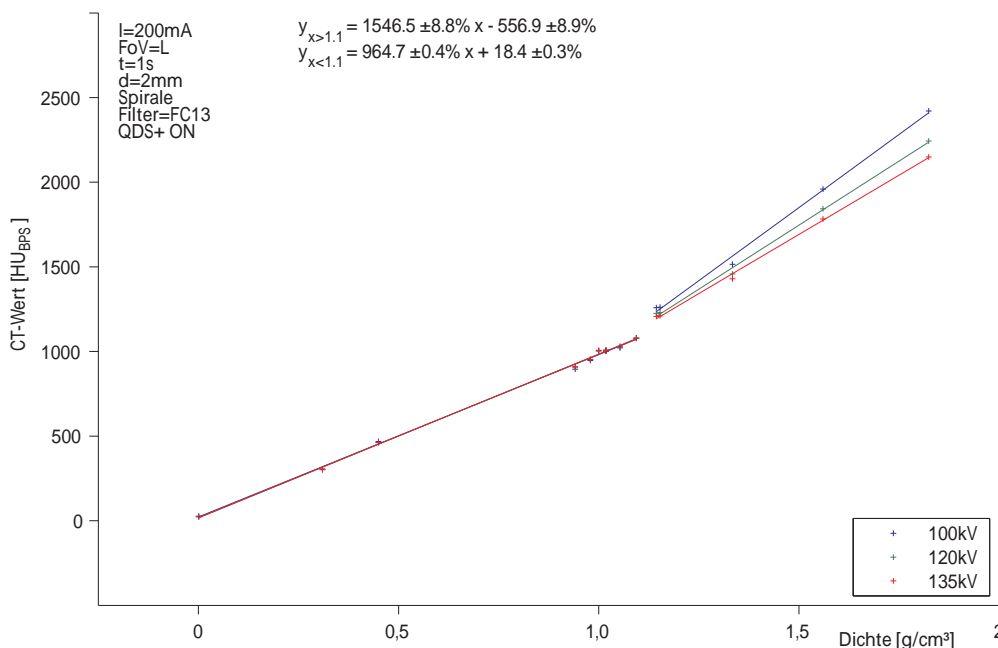


Abbildung 3.15: Zusammenhang zwischen CT-Werten und der Massendichte für verschiedene Röhrensparnungen (100 kV - 135 kV).

Rekonstruktionsfilter

Um das Ausmaß der im Zuge dieser Arbeit durchgeführten Untersuchungen überschaubar zu halten, wurde nicht für jeden in den Standardprotokollen verwendeten Rekonstruktionsfilter die gesamte Parameterpalette variiert. Bei der Wahl der konstanten Parameter wurde wieder auf die Standardeinstellungen (Tab. A.2) zurückgegriffen, sodass die Sicherung der Qualität der HU-Werte in den Standardprotokollen trotzdem möglich ist. Dabei wurden die Filter mit unterschiedlichen Messfeldern kombiniert, die eine saubere Trennung dieser Parameter erschwert. Die in Abb. 3.16 angegebenen Schwankungen von 1,1 % bzw. 0,9 % liegen im Bereich der gefundenen Messfeldschwankungen und weisen auf einen, wenn überhaupt, minimalen Einfluss des Rekonstruktionsfilter hin.

3.5.2 Verwendung von 80 kV Röhrensparnung

Geht man bei der Erstellung von CT-Aufnahmen zu einer Röhrensparnung von 80 kV über, so ändern sich die Sachverhalte grundlegend. Die Bildqualität wird stark von Artefakten beeinträchtigt, wiederholte Messungen und auch wiedererkennbare Trends bei Variation der konstant gehaltenen Parameter verleihen den unten diskutierten Beobachtungen trotzdem Gewicht.

Röhrensparnung

Der schon von höheren Sparnungen bekannte Aufspaltungseffekt als Folge der eingestellten Röhrensparnung fällt hier etwas größer aus. Sein Maximum wurde für eine Einzelschicht-

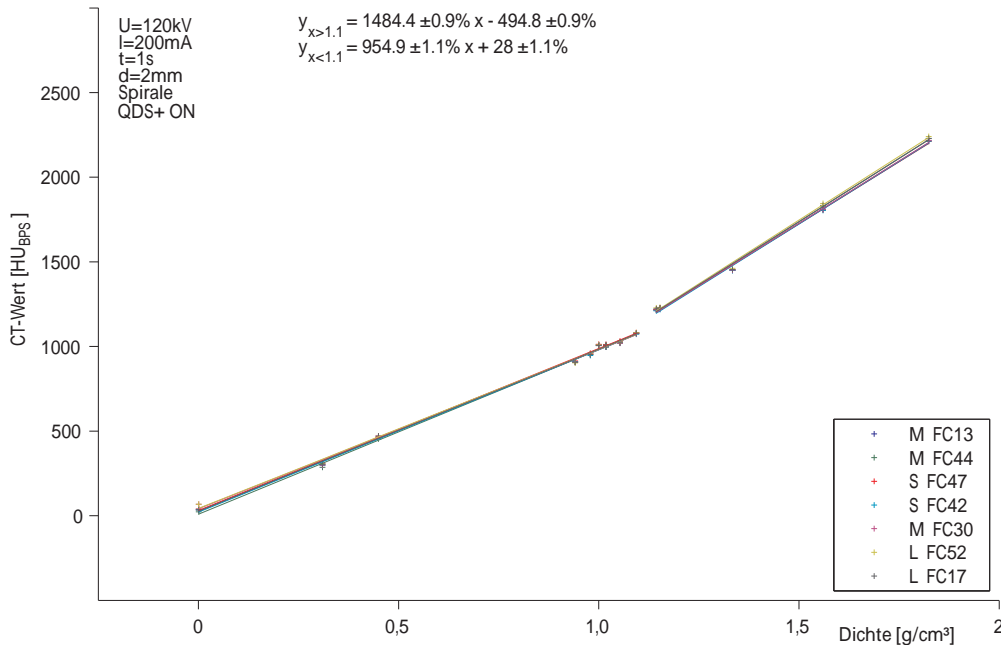


Abbildung 3.16: Beeinflussung der CT-Werte durch Einsatz verschiedener Rekonstruktionsfilter.

aufnahme bei kleinem Messfeld und niedrigem Röhrenstrom beobachtet (Abb. 3.17). Die HU-Werte des 1,824 g/cm³-Einsatzes bewegen sich beim Übergang von 135 kV auf 120 kV von 2128 HU auf 2224 HU und springen beim Übergang von 100 kV auf 80 kV um 430 HU.

Röhrenstrom

Setzt man die Aufnahmeparameter wieder auf die für die letzte Darstellung verwendeten Werte und erstellt man eine Messreihe für Röhrenströme zwischen 100 mA und 250 mA, so kann man zeigen, dass auch hier eine Beeinflussung der HU-Werte beobachtbar wird (Abb. 3.18). Die absolute Abweichung beträgt 109 HU im Vergleich zu den 9 HU aus der Messreihe bei höheren Röhrenspannungen (siehe Abb. 3.13).

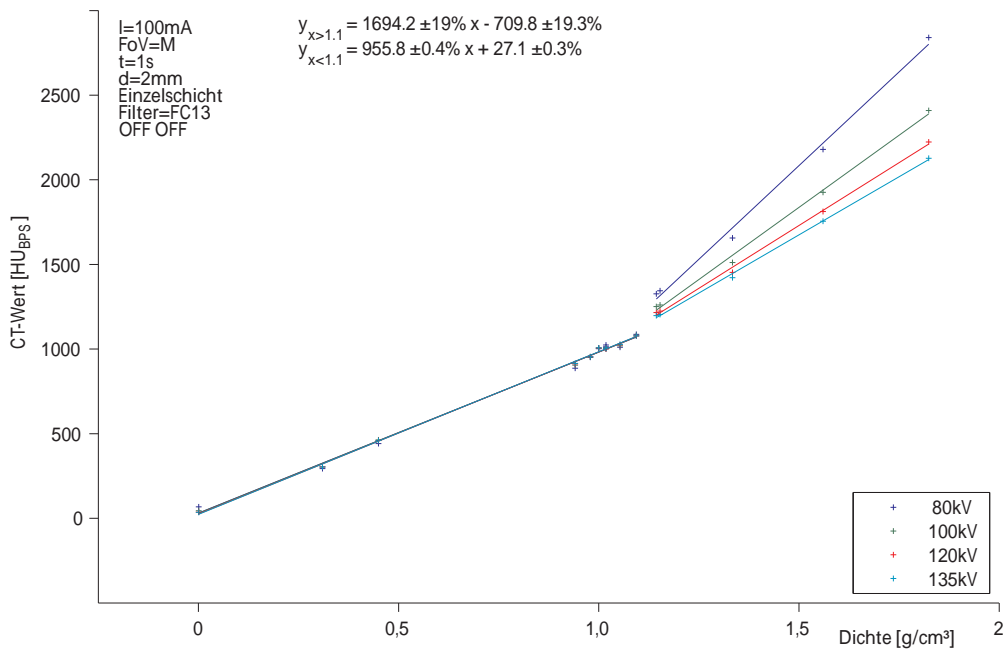


Abbildung 3.17: HU-Schwankungen als Folge unterschiedlicher Röhrenspannungen. Konstante Einstellungsparameter werden im Diagramm links oben angegeben.

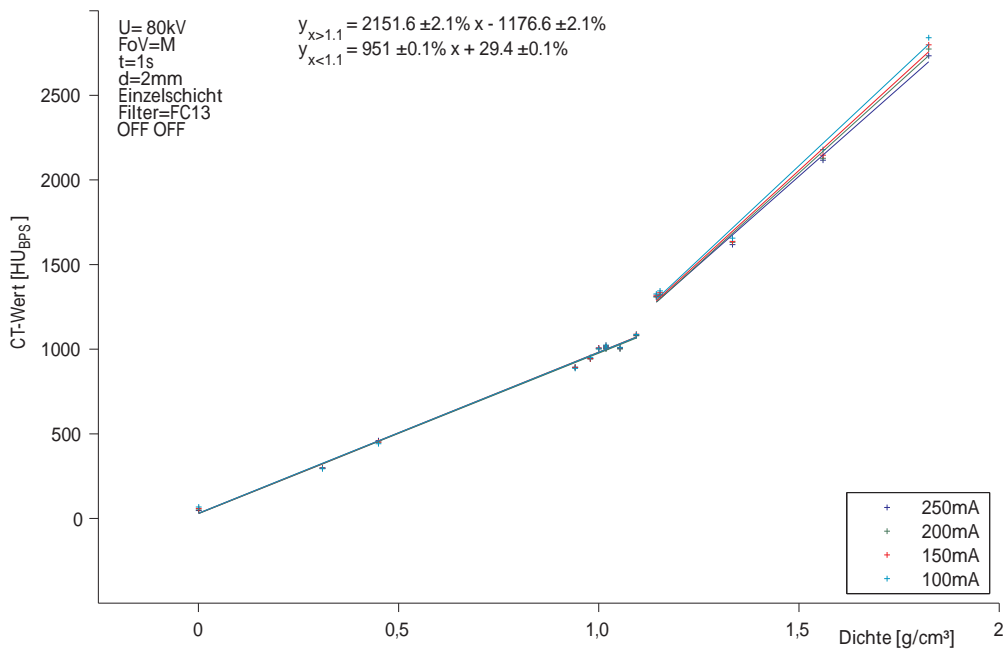


Abbildung 3.18: Auswirkung der Variation des Röhrenstromes auf die CT-Werte wenn eine Röhrenspannung von 80 kV verwendet wird.

Boost, Schichtdicke und Umlaufzeit

Ein ähnliches Verhalten wie beim Röhrenstrom zeigen die Parameter Boost, Schichtdicke und Umlaufzeit. Die resultierenden Schwankungen sind in einem Bereich von 1,3 % bis 3,4 % bzw. 0,7 % bis 1,3 %. In den Abbildungen 3.19 bis 3.21 sind die Messwerte und deren Ausgleichsgeraden dargestellt.

Messfeld (Field of View) und Image Filter

Während sich für den Parameter Messfeld die HU-Werte auch bei niedriger Röhrenspannung nicht anders als schon bei hohen presentieren (Abb. 3.23), kann durch den Einsatz verschiedener Image-Filter wie schon bei den vorherigen Parametern eine Änderung der HU-Werte bewirkt werden (Abb. 3.22).

Aufnahmeverfahren

Als zu Beginn der Untersuchungen die in Betracht kommenden Scan-Parameter zusammengestellt wurden, ging man nicht davon aus, dass die Feineinstellungen zu den Rekonstruktionsfiltern großen Einfluss nehmen würden. Als Folge diese Fehlbeurteilung liegt zwar eine schöne Messreihe für die Verhältnisse bei Übergängen von Einzelschicht auf Spiralaufnahmen bei Röhrenspannungen von 80 kV vor, allen Messungen ist aber der Einfluss der Boost-Funktion überlagert. Die Aufspaltung wird mit sinkendem Röhrenstrom größer und erreicht für 100 mA und S oder M Messfelder um die 280 HU, wenn man wieder den ROI mit der höchsten Dichte für die Beurteilung heranzieht (Abb. 3.24).

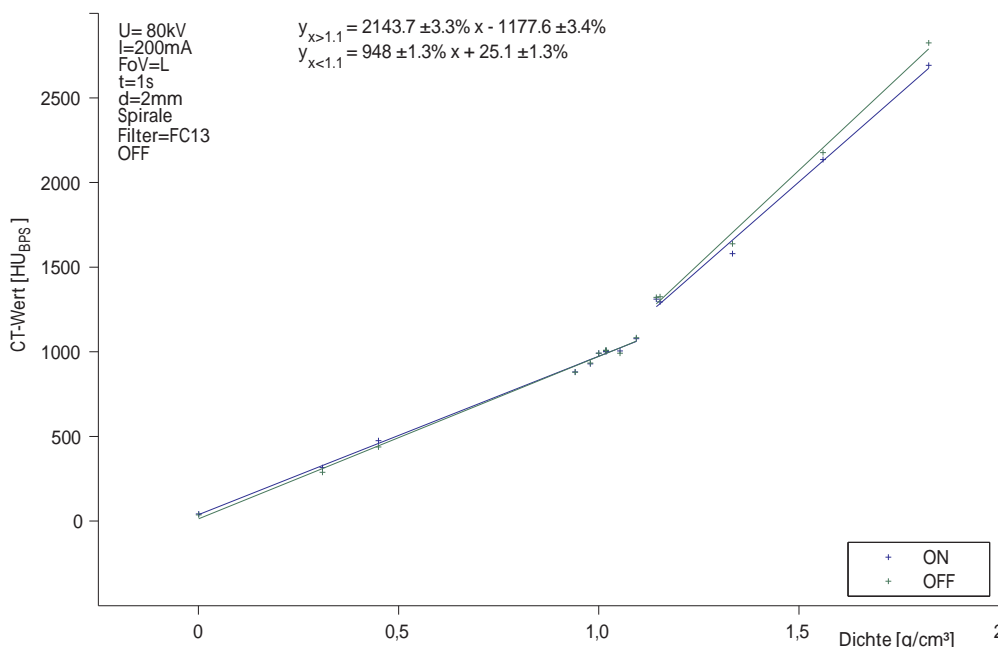


Abbildung 3.19: Auswirkung der Boost-Funktion auf die CT-Werte wenn eine Röhrenspannung von 80 kV verwendet wird.

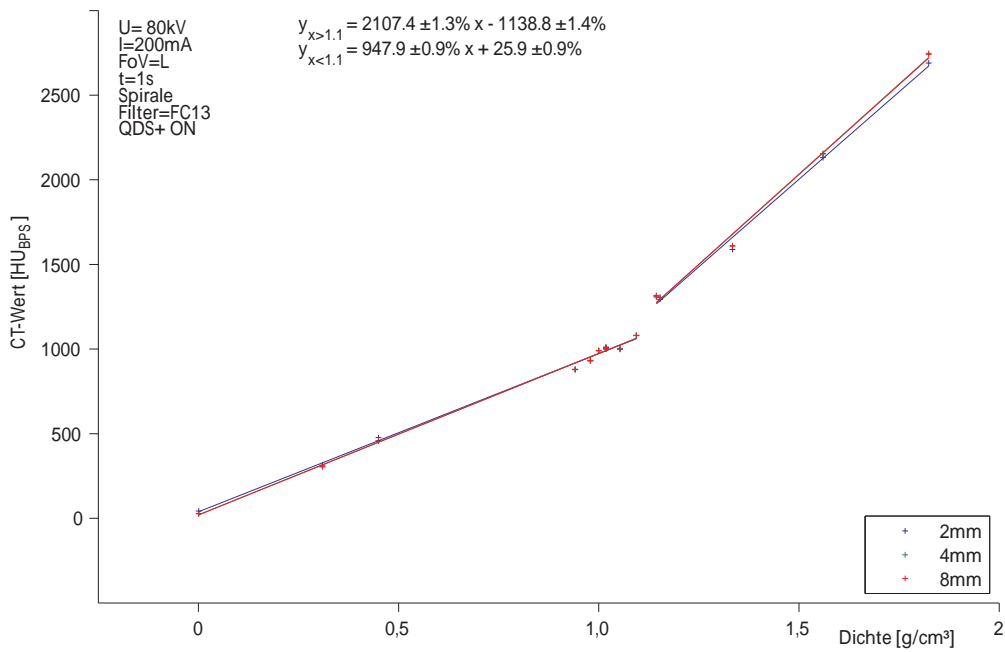


Abbildung 3.20: HU-Schwankungen als Folge von Schichtdickenvariation wenn eine Röhrenspannung von 80 kV verwendet wird.

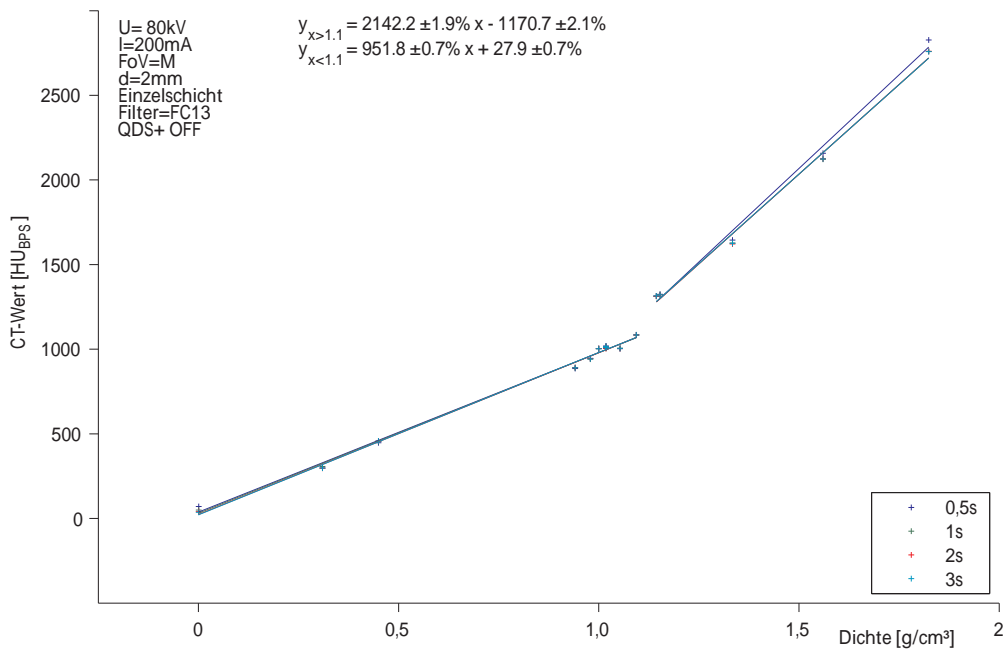


Abbildung 3.21: Zusammenhang zwischen CT-Werten und Massendichten für verschiedene Umlaufzeiten und Einsatz niedriger Röhrenspannungen.

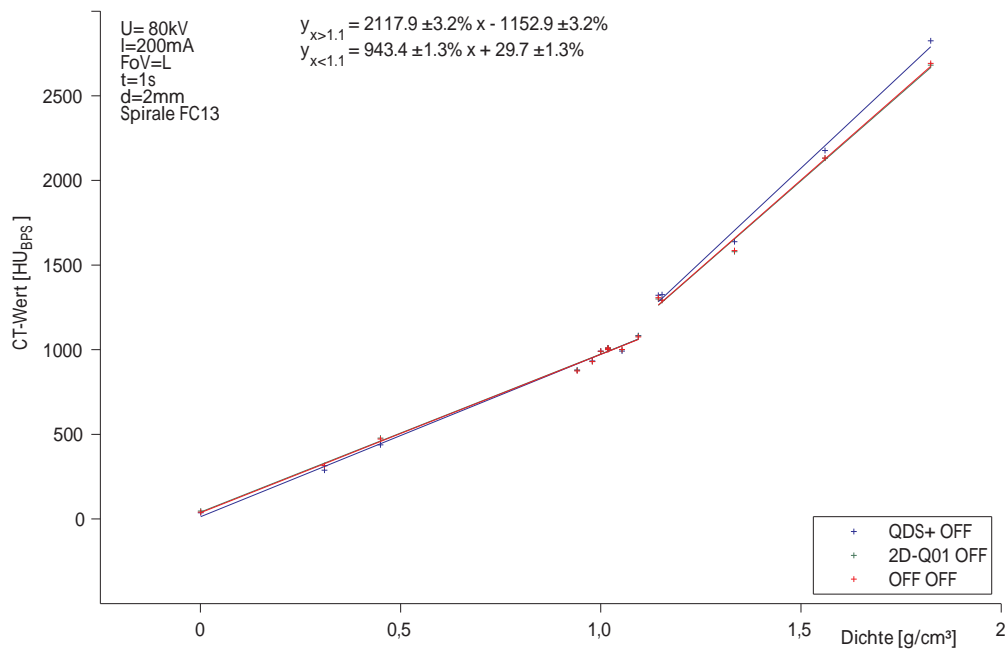


Abbildung 3.22: Auswirkung der Image-Filter-Wahl auf die HU-Werte in CT-Bildern. Konstant gehaltene Einstellungsparameter sind in den Diagrammen links oben angegeben.

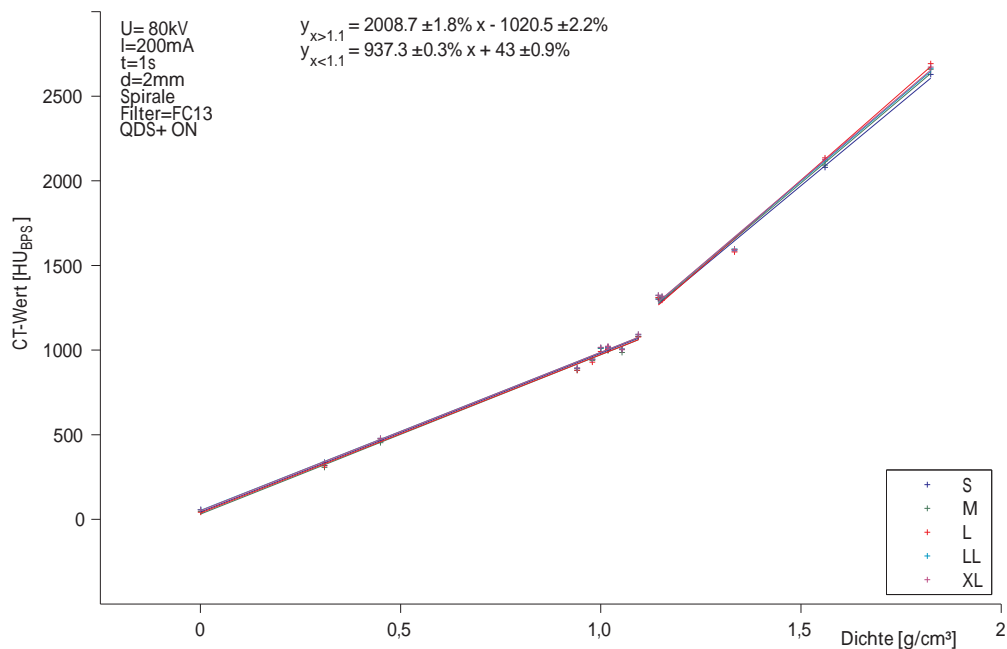


Abbildung 3.23: CT-Wert-Schwankungen für verschiedene Messfelder (240 mm - 700 mm).

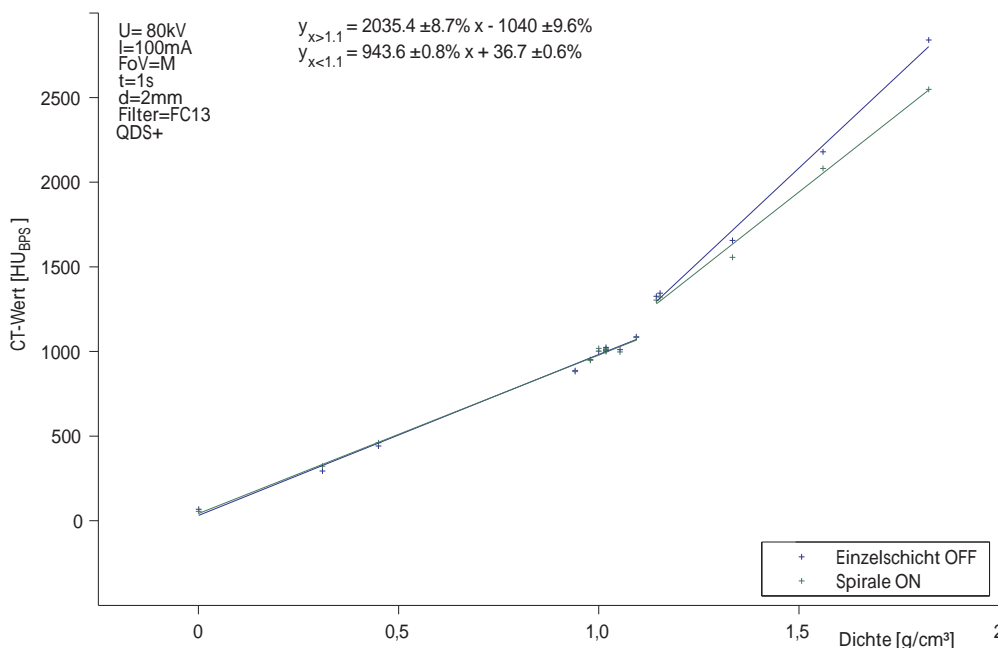


Abbildung 3.24: Verfälschung der HU-Werte durch Variation der Aufnahmemethode, wenn eine Röhrenspannung von 80 kV verwendet wird.

3.5.3 Einsatz von Beam-Hardening-Filtern

Beam-Hardening-Filter dienen der besseren knöchernen Darstellung und finden hauptsächlich einen Einsatz in diagnostischen Untersuchungen. Für die Strahlentherapie selbst wird dieser Filter in den Standardprotokollen nicht geführt, eine andauernde Fehleinstellung durch Zuschaltung dieses Filters machte eine eingehende Untersuchung über die Auswirkungen auf die CT-Werte und des weiteren auf die Dosisberechnung notwendig. Dem geübten Bestrahlungsplaner würden falsch eingesetzte Röhrenspannungen sicher auffallen, weil die Bildqualität stark beeinträchtigt wäre. Beam-Hardening-Filter machen sich auf den ersten Blick aber nicht bemerkbar, ihre Verwendung wird zwar in den Begleitinformationen zu den CT-Aufnahmen dokumentiert, im Bestrahlungsplanungsprogramm allerdings nicht explizit ausgewiesen.

In Abb. 3.6 wurde die Wirkung dieser Filter, FC23 und FC64 bereits angedeutet. Die Diagramme 3.25 bis 3.28 zeigen, dass der Einfluss des FC23-Filters auf Dichtewerte größer als eins mit steigender Röhrenspannung zunimmt. Für eine Röhrenspannung von 80 kV¹ scheint sich die Wirkung umzukehren und für 100 kV beinahe aufzuheben. Als Extremwert für die beobachteten Aufspaltungen kann eine Überhöhung um 28,5% angeführt werden.

¹Der Einfluss durch die Boost-Funktion wurde nicht berücksichtigt.

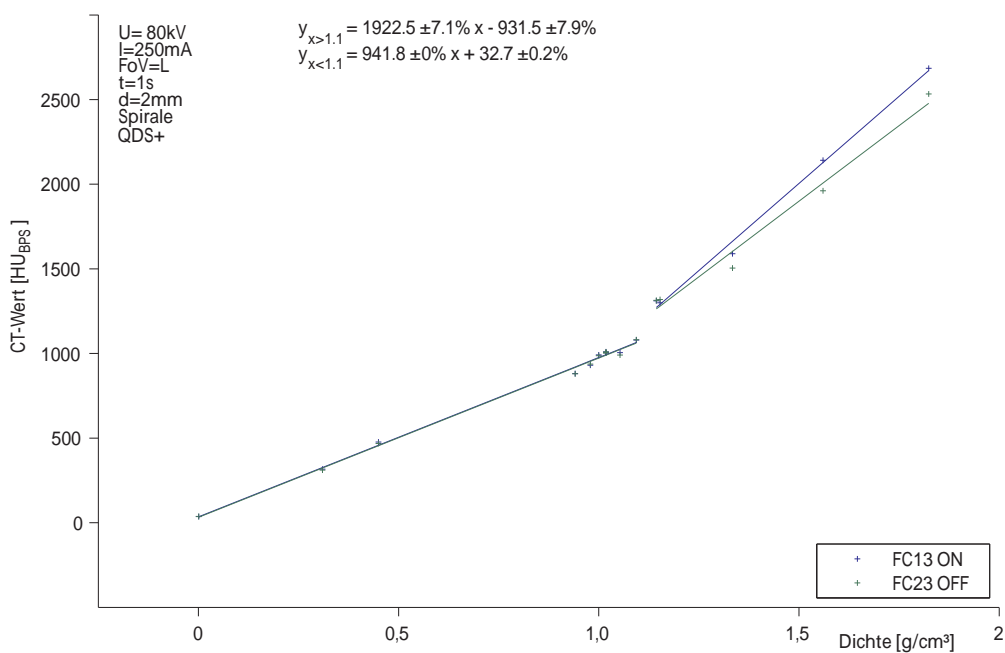


Abbildung 3.25: Auswirkung von Beam-Hardening-Filtern auf die HU-Werte bei einer Röhrenspannung von 80 kV.

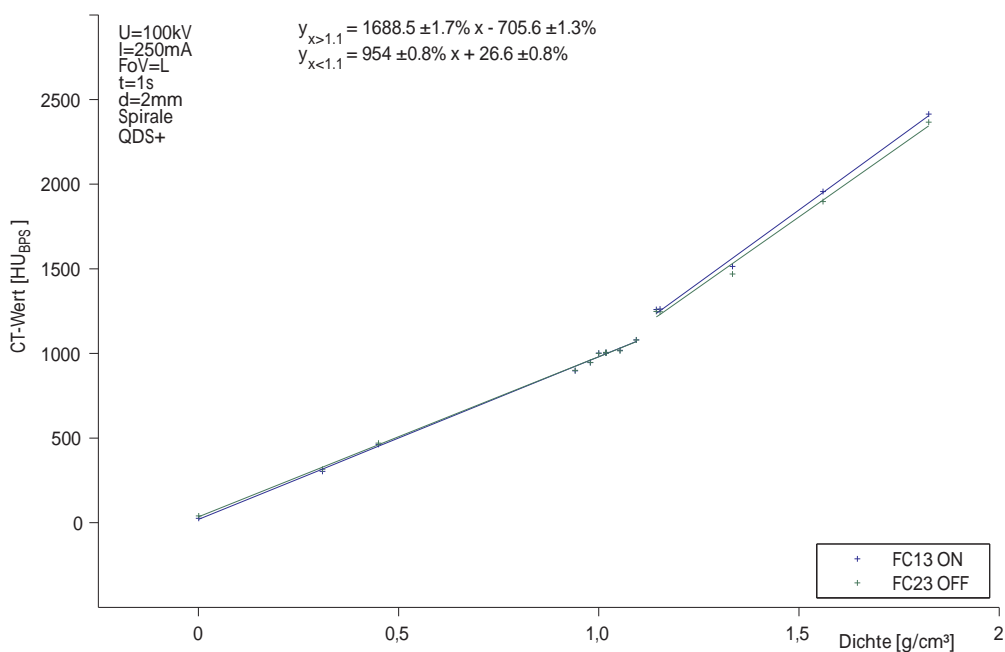


Abbildung 3.26: HU-Schwankungen durch Beam-Hardening-Filter bei einer Röhrenspannung von 100 kV.

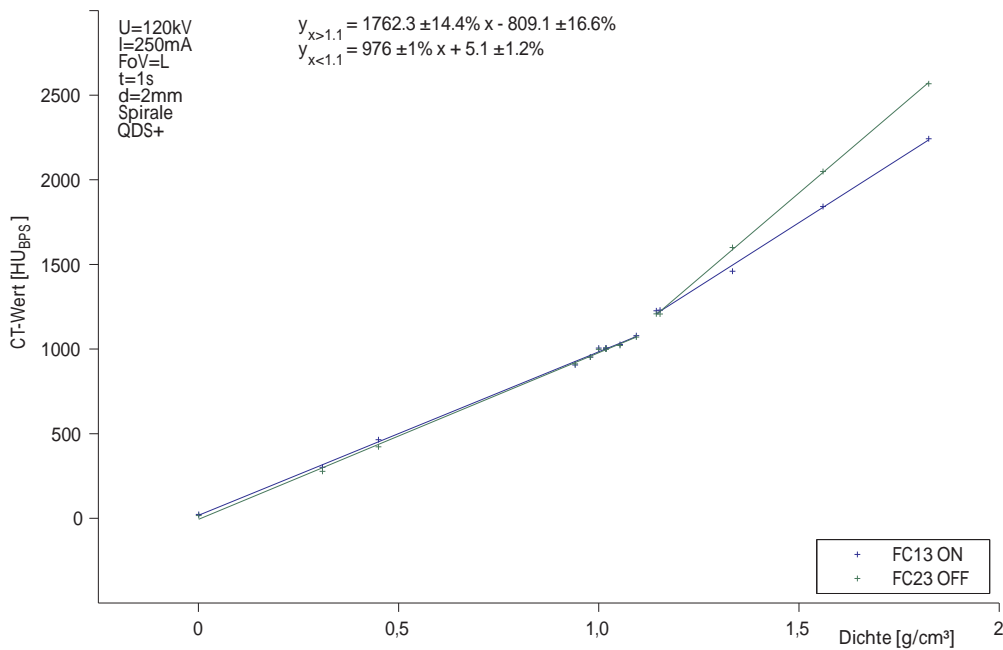


Abbildung 3.27: CT-Werte und zugehörige Ausgleichsgeraden für den Einsatz von Beam-Hardening-Filtern.

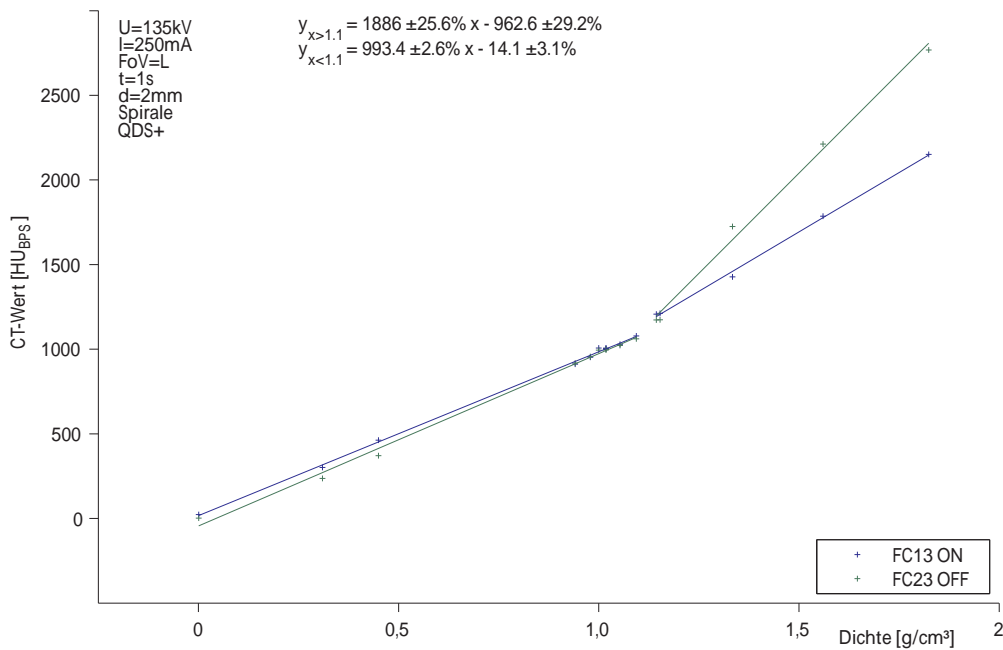


Abbildung 3.28: Auswirkung der Verwendung von Beam-Hardening-Filtern auf die CT-Werte. Konstante Parameter werden in den Diagrammen links oben angegeben.

3.6 Erstellung von CT-Dichte-Konversionstabellen

Gängige Praxis bei Bestrahlungsplanungsprogrammen sind nicht unterschiedliche Konversionstabellen für unterschiedliche Standardeinstellungen, sondern die Verwendung einer einzigen Konversionstabelle.

Als Ergebnis der umfassenden CT-Wert-Untersuchungen sollten drei gemittelte Konversionstabellen erstellt werden, die sich nach dem Vorbild von Thomas [Tho99], aus je zwei Geraden zusammensetzen. Eine Tabelle soll dabei den Mittelwert der Ausgleichsgeraden zu den CT-Werten, die bei Verwendung der Standardprotokolle beobachtet wurden, wiedergeben. Sie soll speziell bezüglich Abweichungen zu der im aktuellen Patientenbetrieb verwendeten Kalibrierungstabelle untersucht werden. Eine zweite Konversionstabelle sollte wieder auf den Parametern der Standardprotokolle beruhen, anstelle der gängigen Röhrensparnungen sollen aber 80 kV zum Einsatz kommen. Mit der dritten Tabelle soll die Thematik, des irrtümlich eingesetzten Beam-Hardening-Filters, abgehandelt werden. Besonders plausibel ist die Wahl von Beam-Hardening-Filtern im Zusammenhang mit Schädelaufnahmen. In diagnostischen Anwendungen ist er ein wirkungsvolles Mittel zur Produktion kontrastreicher CT-Aufnahmen. Aus den Standardprotokollen sollten für diese dritte Tabelle Parameter entnommen werden, die sich auf Schädelaufnahmen beziehen. Ihre Schwankungen in Verbindung mit den Beam-Hardening-Filtern sollen in die Konversionstabelle einfließen.

Die bei der Klassifizierung der HU-Schwankungen vielfach erprobten Matlab-Routinen konnten auch hier wieder eingesetzt werden. Nach geeigneter Wahl der Bedingungen in der Auswerterroutine lieferten sie die gesuchten Konversionstabellen. Für den Bereich mit Dichtewerten für den die Ausgleichsgeraden keine Ergebnisse liefern und für den aufgrund der Lücke in der Abstufung der Dichteinsätze des Gammex Phantoms keine Beurteilung möglich war, wurden die Ausgleichsgeraden bis zu ihrem Schnittpunkt verlängert. Die Ausgleichsgeraden mussten auch für Dichtewerte größer als $1,824 \text{ g/cm}^3$ fortgesetzt werden, da unser Bestrahlungsplanungsprogramm, wenn es in den CT-Daten auf HU-Werte stößt, für die in der Konversionstabelle keine Dichtewerte zugeordnet sind, diese ohne Ausgabe einer Fehlermeldung selbst interpretiert. Für den weiteren Verlauf wurden die Werte der Standardtabelle eingesetzt. In den weiterführenden Untersuchungen sollten aber keine Regionen mit HU-Werten vorkommen, die von den Gegebenheiten bei hohen Dichten beeinflusst werden könnten. Das Diagramm in Abbildung 3.29 stellt die Konversionstabellen dar, wie sie bei der Berechnung des Dosisfehlers eingesetzt wurden.

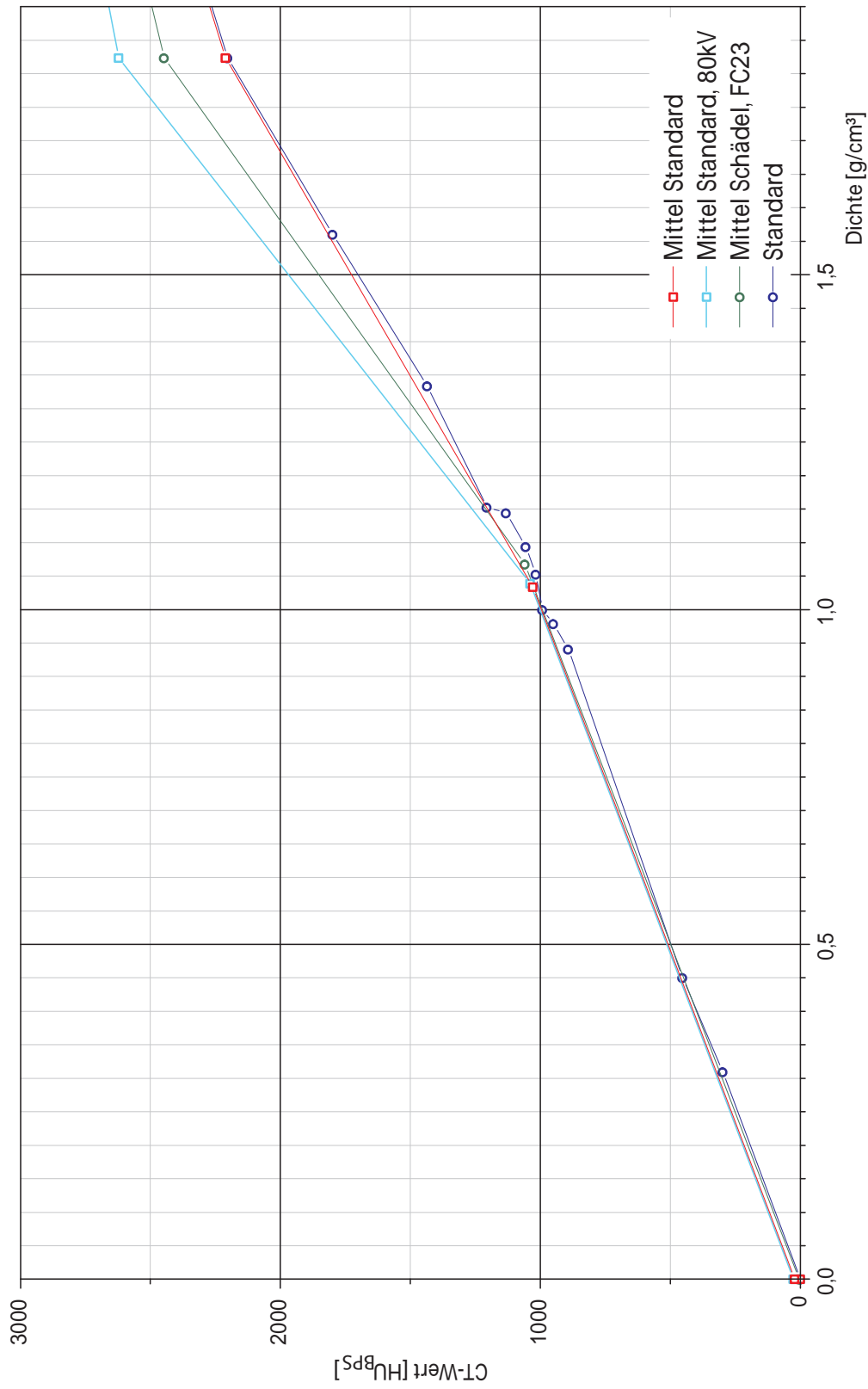


Abbildung 3.29: Diagramm mit gemittelten CT-Dichte-Konversionstabellen für die Standardprotokolle, für niedrige Röhrensparnungen und für Beam-Hardening-Filter, sowie der Standard-Konversionstabelle.

Kapitel 4

Auswirkung der HU-Schwankungen auf die Dosis

CT-Dichte-Konversionstabellen dienen im Bestrahlungsplanungssystem zur Umsetzung von HU-Werten in Dichtewerte. Im klinischen Betrieb erfüllt eine einzige, gemittelte Tabelle (Standard-Konversionstabelle) diese Funktion. Im Folgenden soll der Einfluss, den unterschiedliche CT-Protokolle auf die HU-Werte haben, im Bestrahlungsplanungssystem über die errechnete Dosis im Phantom und des Weiteren in Patientinnen und Patienten abgeschätzt werden.

Mit Hilfe eines einfachen Rechenmodells können erste theoretische Aussagen getroffen und im Anschluss über eine Planberechnung im Phantom nachvollzogen werden. Möglichst einfache Geometrien sollen dazu beitragen, dass grundlegende Zusammenhänge nicht durch Einflüsse von vielerlei Seiten überdeckt und so verkannt werden.

Für die Verhältnisse in realen Patientinnen und Patienten spielt aber genau diese Überlagerung eine zentrale Rolle. Als weiterer Punkt in diesem Abschnitt werden reale Bestrahlungspläne von PatientInnen herangezogen um die Auswirkung auf die Dosis im Zielvolumen durch Anwendung einer fälschlichen CT-Dichte-Konversionstabelle zu beurteilen. Hier soll für vergangene Bestrahlungen und eventuell zukünftige Fehleinstellungen die Möglichkeit geschaffen werden eine schnelle und klare Aussage über das Ausmaß der Dosisfehlberechnung zu treffen.

4.1 Theoretische Rechenmodelle

Eine erste Abschätzung der „Dosisfehler durch HU-Schwankungen“ soll durch die Anwendung der Formalismen von Klemm et al. [Kle] und Görlitz [Gör06] erzielt werden. Klemm et al. erarbeiteten sich nach einer Reihe von Messungen einen Zusammenhang zwischen HU-Werten und normierten Monitoreinheiten für ein Bestrahlungsplanungsprogramm, das auf dem Pencil-Beam-Algorithmus basiert. Beim Pencil-Beam-Algorithmus wird die Dosisverteilung durch Integration über nadelförmige Einzelstrahlen errechnet. Görlitz bedient sich des von Milan und Bentley [Mil74] vorgestellten Verfahrens der äquivalenten Tiefe (Abschn. 4.1.2).

4.1.1 Empirische Formel für den Pencil-Beam-Algorithmus

Die Gleichung 4.1 beruht auf Untersuchungen an einem generierten Wasserphantom mit einem Volumen von 30 cm^3 und einem $10 \times 10 \text{ cm}^2$ großen Bestahlungsfeld, welches im Isozentrum (Source Skin Distance (SSD) 90 cm; Isozentrumstiefe 10 cm) auf 1 Gy normiert ist. Für eine zwischen Phantomboberfläche und Isozentrum liegende Inhomogenität mit einem bestimmten CT-Wert HU liefert die Näherung die Monitoreinheiten normiert auf jene für eine Cortical Bone Inhomogenität. Die Darstellung des Zusammenhangs zwischen normierte Monitoreinheiten nMU und CT-Werten HU ist unabhängig von der Dosierung.

$$nMU(HU) = 0,81 + 1,23 \cdot 10^{-4} \cdot HU - 2 \cdot 10^{-4} \cdot HU^2 \quad (4.1)$$

Wird dies nun auf eine der verwendeten Inhomogenitäten mit einer Dichte von $1,485 \text{ g/cm}^3$ angewandt, entspricht dies einem CT-Wert bei Verwendung der Standard-Konversionstabelle von 700 HU, bei Verwendung der Beam-Hardening-Tabelle von 825 HU und bei der 80 kV-Konversionstabelle von 938 HU.

Gleichung 4.1 liefert für diese unterschiedlichen HU-Werte einen Dosisfehler von 1,3% der Beam-Hardening-Tabelle gegenüber der Standardtabelle und von 2,4%, wenn die 80 kV-Tabelle an Stelle der Standard-Konversionstabelle verwendet wird.

4.1.2 Verfahren äquivalenter Tiefe

Bei diesem Verfahren wird für die Tiefe d in einem Material mit der Dichte ρ_x eine äquivalente Tiefe in Wasser d_{eff} umgerechnet.

$$d_{\text{eff}} = d \cdot \frac{\rho_{e,x}}{\rho_{e,\text{Wasser}}} = d \cdot \rho_{e,w,x} \quad (4.2)$$

Die äquivalente Tiefe in Wasser ist abhängig von der Elektronendichte $\rho_{e,x}$ des Materials x und der Elektronendichte von Wasser $\rho_{e,\text{Wasser}}$. Aus Glg. 4.2 geht hervor, dass $\rho_{e,w,x}$ die Elektronendichte eines Stoffes bezogen auf Wasser ist.

Betrachtet man die Energiedosis D eines Photonenstrahles auf seinem Weg durch ein Material mit der Dicke d und vernachlässigt man die Gegebenheiten im Dosisaufbaubereich, sowie Streuanteile, so hat näherungsweise der folgende exponentielle Zusammenhang Gültigkeit:

$$D = D_0 \cdot e^{-\mu \cdot d} \quad (4.3)$$

D_0 definiert die Größe der einfallenden Energiedosis und μ den Schwächungskoeffizienten für Photonen. Durchdringt der Photonenstrahl ein Medium, dessen Dichte von Wasser abweicht, so wird der Einfluss auf die Dosis mit dem Korrekturfaktors CF berücksichtigt.

$$CF = \frac{D_x}{D_{\text{Wasser}}} = e^{-\mu_{\text{Wasser}} \cdot (d_{\text{eff}} - d)} \quad (4.4)$$

Mit einem für die Photonenenergie charakteristischen Parameter der TMR (Tissue Maximum Ratio), die in 10 cm Tiefe ($TMR(10 \text{ cm})$) und 20 cm ($TMR(20 \text{ cm})$) ermittelt wird, lässt sich einfach eine Beziehung für den Korrekturfaktor anschreiben.

$$TMR_{20/10} = \frac{TMR(20 \text{ cm})}{TMR(10 \text{ cm})} = e^{-\mu_{\text{Wasser}} \cdot (d=10 \text{ cm})}$$

$$\mu_{\text{Wasser}} = -\ln(TMR_{20/10}) \cdot 0,1 \text{ cm}^{-1}$$

$$CF = \exp(-\ln(TMR_{20/10}) \cdot 0,1 \text{ cm}^{-1} \cdot d[\text{cm}] \cdot (\rho_{e,w,x} - 1)) \quad (4.5)$$

Der Unterschied, der sich in der berechneten Dosis bemerkbar macht, wenn man zwischen zwei Konversionstabellen wechselt, ergibt sich aus den, für die relativen Elektronendichten ρ_{e,x_1} und ρ_{e,x_2} berechneten, Korrekturfaktoren CF_{x_1} und CF_{x_2} .

$$\Delta D = CF_{x_2} - CF_{x_1} \quad (4.6)$$

Nach Anwendung des dargestellten Formalismus auf eine 3 cm dicke Inhomogenität mit einem CT-Wert von 700 HU, für 6 MV-Photonen ($TMR_{20/10} = 0,6495$), ergibt sich für den Übergang von der Standard-Konversionstabelle auf die Beam-Hardening-Tabelle ein Dosisfehler von 0,9%. Ein Wechsel von der Standard-Tabelle auf die 80 kV-Tabelle hat einen Dosisfehler von 1,5% zur Folge.

4.2 Dosisfehler an „generierten Phantomen“

Für dosimetrische Untersuchungen am Linearbeschleuniger werden Wasserphantome, welche rechteckige, wassergefüllte Behälter sind, verwendet. Zur eigenen Feststellung der Dosisfehler im Bestrahlungsplanungsprogramm bedienen wir uns virtueller Wasserphantome, sie sollen rein rechnerische Überlegungen und Kalkulationen ermöglichen. In Abbildung 4.1 ist schematisch das virtuelle Phantom unserer Wahl dargestellt. Der Träger ist ein mit Wasser gefüllter Quader, dessen Grundfläche ein Rechteck mit den Abmessungen 30 cm \times 20 cm bildet und der sich über eine Höhe von 20 cm erstreckt. In einer Tiefe von 1 cm werden Platten mit verschiedenen HU-Werten und Dicken d erzeugt.

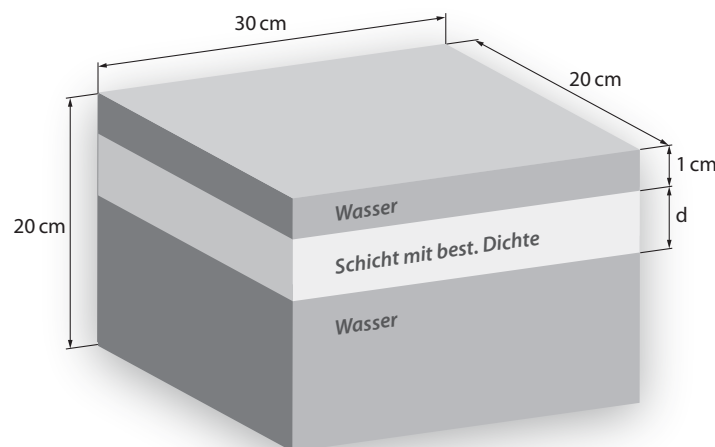


Abbildung 4.1: Skizze des virtuellen Wasserphantoms zur Beurteilung des Dosisfehlers.

Mit den unterschiedlichen CT-Dichte-Konversionstabellen wurden Bestrahlungspläne für ein Bestrahlungsfeld mit einer Größe von $10 \times 10 \text{ cm}^2$, einem Abstand zwischen Strahlungsquelle

und Phantomoberfläche von 90 cm und einer Energie von 6 MV erstellt. Das Verhalten der Dosis in einer Tiefe von 10 cm, bei konstant vom Beschleuniger abgestrahlten 100 Monitoreinheiten (MU), die einer Dosis von 1 Gy entsprechen, wurde für die erstellten Bestrahlungspläne ausgewertet.

4.2.1 Erzeugung der Phantome

Für die Erzeugung der CT-Daten des Wasserphantoms dienten wieder einige Skripts aus der DICOM Bibliothek von Matlab, welche die Verarbeitung von medizinischen Daten erleichtern. Die Verteilung der HU-Werte kann man in Matlab einfach als Zahlenmatrix angelegt und mit dem Befehl „dicomwrite“ für das Bestrahlungsplanungsprogramm lesbar speichern. Besondere Sorgfalt erforderte die Gestaltung der Inhalte der mit den einzelnen CT-Schichten abgelegten Metadaten. Nur so konnte sichergestellt werden, dass die Aufnahmen zuerst im für die Patientenverwaltung verantwortlichen Programm und später in der Bestrahlungsplanungssoftware richtig interpretiert werden. „SeriesInstanceUID“ und „StudyInstanceUID“ muss man für jede Aufnahmeserie mit dem „dicomuid“-Befehl neu erzeugen, sonst ersetzen die Aufnahmeserien im Patientennetzwerk solche mit dem gleichen UID (Unique Identifier). Wird der Parameter „ImagePositionPatient“ nicht richtig festgelegt, so stimmt die Positionierung der Schichten im Bestrahlungsplanungsprogramm in Richtung des Tischvorschubes nicht. Das Einschleusen der CT-Datensätze für die virtuellen Phantome wurde über die an der Strahlentherapie verwendete PROSOMA-Software abwickeln.

4.2.2 Auswertung der Dosisverläufe

Nach der Planung der Bestrahlung wurde mit Pinnacle³ die Dosisverteilung (Abb. 4.2) in der Zentralstrahlebene des Strahlenbündels berechnet und als Textfile im ASCII-Format exportiert. Für alle im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Dosisverteilungsberechnungen erwies sich ein Rasterabstand von 1 mm als ausreichend. Im für die Auswertung der Textfiles angefertigten Matlab-Programm wird zuerst die Differenz der zu vergleichenden Dosisverläufe gebildet und diese dann ausgewertet. Dabei wird zum einen der Mittelwert über einen frei wählbaren Bereich gebildet und zum anderen der Verlauf nach Aufbereitung, wie schon bei der Untersuchung der Rekonstruktionsfilter (siehe 3.3.2), ausgegeben. Für unsere Untersuchungen wurde in einer Tiefe von 10 cm ein Gebiet mit einer Breite von 2 mm und einer Länge von 6 cm herangezogen mit dem Ziel lokale Schwankungen zu eliminieren.

Abbildung 4.3 zeigt die Verteilung der Dosisdifferenz wenn die Dichte einer eingeschobenen, 30 mm dicken Platte von $1,64 \text{ g/cm}^3$ auf $1,74 \text{ g/cm}^3$ geändert wird. Blau umrandet ist in der Abbildung die Region der Verteilung eingezeichnet, für die die Mittelwertberechnung durchgeführt wird. Die magentafarbene Linie zeigt die Lage der Oberfläche des Phantoms an.

4.2.3 Zusammenhang zwischen Dichtedifferenz und Dosisfehler

Vor Beginn der messtechnischen Abhandlung dieser Thematik ging man davon aus, dass die Beschränkung auf einfache Geometrien ausreichen sollte, um klare Zusammenhänge für die Dosisfehler zu finden. Man erwartete sich, dass die Unterschiede in der kalkulierten Dosis bei Verwendung verschiedener Konversionstabellen dann größer sein werden, wenn einerseits die

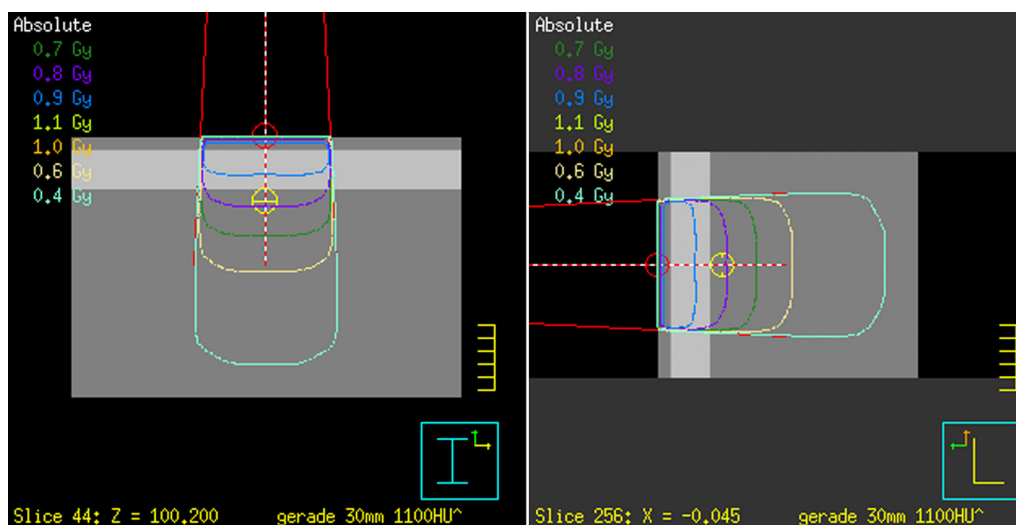


Abbildung 4.2: Bestrahlungsplan für ein virtuelles Wasserphantom mit integrierter Inhomogenität von 1100 HU in Pinnacle³. Isodosen (Linien gleicher Dosis) stellen den Verlauf der Dosisverteilung bei Applikation von 100 MU dar. Links transversale, rechts sagittale Ansicht.

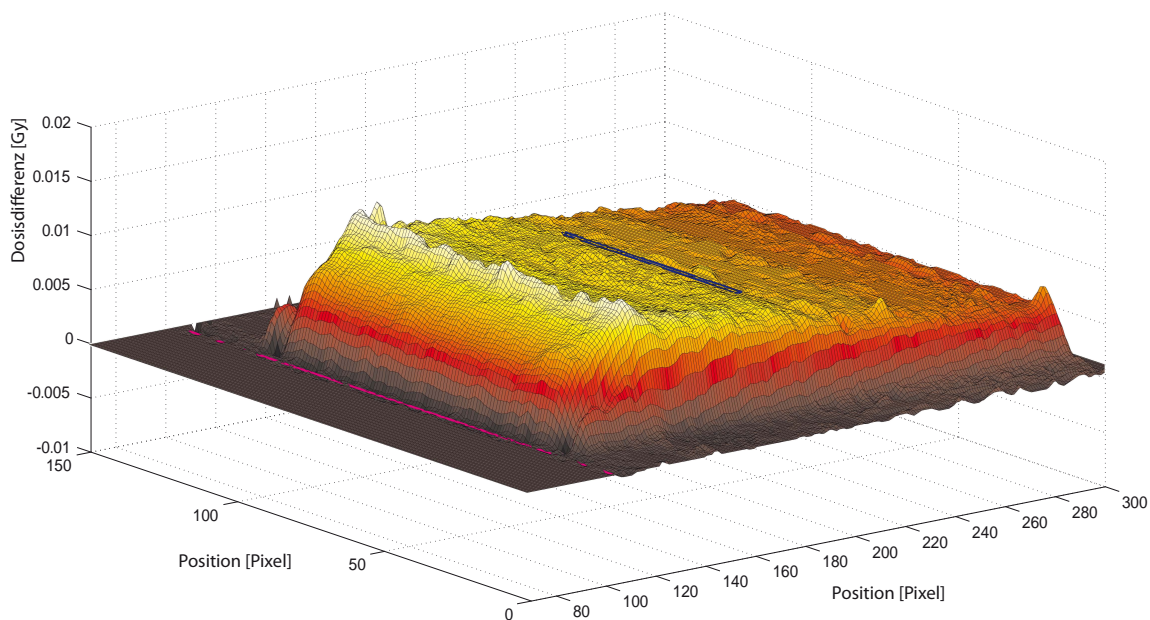


Abbildung 4.3: Oberflächendarstellung der Dosisdifferenz bei Änderung der Inhomogenität von $1,64 \text{ g/cm}^3$ auf $1,74 \text{ g/cm}^3$.

eingeschobene Platte dicker wird und andererseits der Unterschied des Dichtewertes für die eingeschobene Platte in den verschiedenen Konversionstabellen ersichtlich wird.

Für die Verhältnisse mit zunehmender Plattendicke lieferte unser Auswerteprogramm schnell die erwarteten Ergebnisse. Bei Vergrößerung der Dichteunterschiede konnte jedoch der theoretische Ansatz nicht verifiziert werden. Im Großen und Ganzen zeigte sich zwar, dass der Dosisfehler mit zunehmender Aufspaltung zunimmt, zwischendurch konnten aber immer wieder Bereiche beobachtet werden in denen sich der Fehler verringerte.

Mit theoretischen Ansätzen aus der Strahlenphysik konnte man dieses Phänomen nicht erklären, erst die Auswertung einer Vielzahl von Bestrahlungsplänen, die auf Konversionstabellen beruhen, die sehr kleine Aufspaltungen der Dichtewerte zulassen, lieferte die Antwort. Abbildung 4.4 zeigt die Zusammenhänge für die Dosisunterschiede. Die einzelnen Messpunkte der Kurven basieren auf Anwendung des folgenden Berechnungsschemas. Zu Beginn wird eine Konversionstabelle so gewählt, dass für die eingeschobene Platte eine Dichte von $1,05 \text{ g/cm}^3$ eingestellt wird. Die im Bestrahlungsplan berechnete Dosisverteilung wird gespeichert und dient als Referenz. Als nächstes wird die Konversionstabelle angepasst und so die Plattendichte in $0,01 \text{ g/cm}^3$ -Schritten erhöht. Für jeden Dichtewert wird die Verteilung der Dosisänderung im Vergleich zur $1,05 \text{ g/cm}^3$ -Platte berechnet, ausgewertet und ins Diagramm eingetragen.

Die Kurven offenbaren, wie Pinnacle³ bei der Verarbeitung der Dichtewerte vorgeht. Die berechnete Dosis nimmt nicht wie erwartet kontinuierlich oder zufolge der Digitalisierung stufenförmig mit der Dichte zu, sondern in Sägezahnform. Jeweils nach ca. $0,05 \text{ g/cm}^3$ erhöht sich die Dosis für unser Phantom um einen, von der Plattendicke abhängigen Wert und sinkt dann bei weiterer Dichteerhöhung, bis zum nächsten Sprung, leicht ab.

Welche zusätzlichen Aussagen liefern die für unsere einfachen Phantome erstellten Kurven in Abbildung 4.4 noch? Betrachtet man z. B. eine 3 cm dicke Platte mit CT-Wert von 700 HU^1 , so würde sie von der gemittelten Konversionstabelle für Standardprotokolle (Abb. 3.29) eine Dichte von $1,485 \text{ g/cm}^3$ zugewiesen bekommen und von jener für den Beam-Hardening-Filter $1,415 \text{ g/cm}^3$. Aus der Abbildung kann man ablesen, dass sich durch den Einsatz der Beam-Hardening-Tabelle der Wert der berechneten Dosis in Wasser 6 cm hinter der Platte (entspricht 10 cm Tiefe in Wasser) um 4 mGy verringern würde. Bezogen auf 1 Gy Bestrahlungsdosis also eine Abnahme um $0,4\%$. Für den Übergang von der gemittelten Tabelle für Standardprotokolle zu der gemittelten für niedrige Röhrenspannungen würde sich die berechnete Dosis um $0,8\%$ reduzieren. Beim Wechsel auf die klinische Tabelle wird die Dichte auf $1,5 \text{ g/cm}^3$ angehoben und die Dosis kaum wahrnehmbar abgesenkt.

¹Ein CT-Wert von 700 HU und ein Durchmesser von $2,5 \text{ cm}$ sind typische Wert für menschliche Oberarmknochen (Humerus). [Tho99]

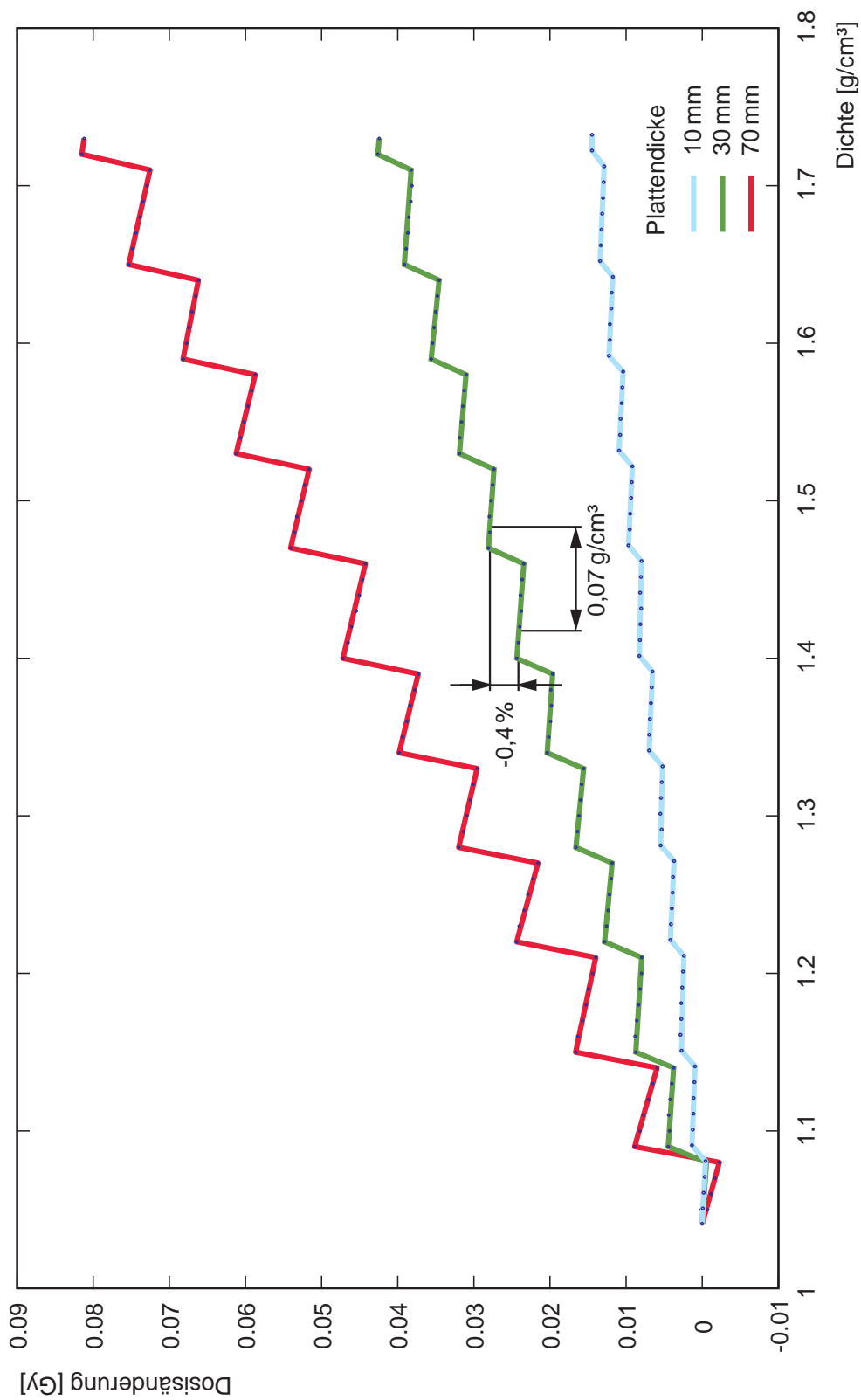


Abbildung 4.4: Diagramm mit Zusammenhängen zwischen der Änderung der in Pinnacle³ berechneten Dosis in 10 cm Tiefe und der Dichte für, in 1 cm Tiefe eingeschobene Dichteplatten verschiedener Stärke. Die Referenzdosis für eine Dichte von 1,05 g/cm³ beträgt 0,648 Gy.

4.3 Dosisfehler an realen Patientengeometrien

Die Betrachtungen aus dem letzten Abschnitt lassen zwar kaum Schlüsse auf mögliche Dosisfehler bei der Patientenbestrahlung als Folge von HU-Schwankungen zu, zeigen aber, dass die Güte der CT-Kalibrierung gegenüber den Algorithmen des Bestrahlungsplanungsprogrammes deutlich besser ist. Den HU-Werten werden beim Kalibrieren mit dem Festkörperphantom Dichtewerte mit einer Genauigkeit von 1 mg/cm^3 zugewiesen, im Planungsprogramm werden die Werte dann in 50 mg/cm^3 Blöcke zusammengefasst.

Durch komplexe Strukturen und starke Inhomogenitäten im menschlichen Körper ist eine Berechnung des Realfalles unerlässlich. Anlass dazu bot ein über einen Zeitraum von zwei Monaten versehentlich dazugeschalteter Beam-Hardening-Filter bei einem Standardprotokoll. In diesem Zeitraum wurden CT-Untersuchungen von 29 Patientinnen und Patienten mit diesem Filter durchgeführt und unwissentlich unter Einsatz der klinischen Standardkonversionstabelle berechnet. Im Folgenden soll hier eine Abschätzung des Fehlers in der berechneten Dosis durchgeführt werden.

4.3.1 Erstellung der Bestrahlungspläne

Die Anzahl, Größe und Anordnung der Bestrahlungsfelder wurde für alle Pläne so belassen, wie sie im Rahmen der Therapie erstellt und optimiert wurden. Nach Auswahl der Standardtabelle und Durchführung der Kalkulation wurden in Pinnacle³ für die einzelnen Bestrahlungsfelder Monitor Einheiten (MU) ermittelt. Monitor Einheiten sind am Linearbeschleuniger, entsprechend seiner Kalibrierung, eine definierte Größe und dienen der direkten Applikation der verschriebenen Dosis, ähnlich einer Bestrahlungsdauer.

Abbildung 4.5 zeigt einen Bestrahlungsplan für die Behandlung eines Glioblastom-Tumors. Deutlich zu erkennen sind die verschiedenen Bestrahlungsfelder rechts in der transversalen Ansicht mit zwei nicht-koplanaren Feldern von der linken Patientenseite und frontal über die Stirn. In Rot und Blau gefärbten Arealen wird der große Rote Bereich mit einer Dosis von 50 Gy, der eingeschränkte Blaue, bis auf eine Dosis von 60 Gy bestrahlt. Die 95 % Isodose umfasst dabei das jeweilige Areal.

4.3.2 Auswertung der Dosisunterschiede

Für die Beurteilung der Dosisfehler in Pinnacle³ wurden zum einen, die Differenz in den berechneten MUs und zum anderen, wie schon im Abschnitt 3.3.2, speziell positionierte ROIs herangezogen. Die MUs beruhen, für alle untersuchten Bestrahlungspläne, auf der Dosis in einem bestimmten Punkt des Zielvolumens. Durch die Festlegung eines ROIs dessen Volumen sich im gesamten Schädelknochen ausdehnt und eines weiteren, der sich über das von Weichteilgewebe ausgefüllte Gebiet innerhalb des Schädels erstreckt, soll eine Unabhängigkeit von lokalen Gegebenheiten erreicht werden. Die ROIs mussten natürlich für jede Patientin und jeden Patienten individuell angepasst werden (Abb. 4.6) und sollten möglichst über die betrachteten Gebiete nicht hinausragen.

Bis auf einen Bestrahlungsplan konnten alle 29 erfolgreich rearchiviert werden, in den Tabellen A.3 bis A.6 sind die Auswertungsdaten aufgelistet. Tabelle A.7 enthält die berechneten Fehler für die Dosiswerte und die MUs relativ zur Verwendung der Standardkonversionstabelle. Um die Fehler in den Dosiswerten angeben zu können muss man fol-

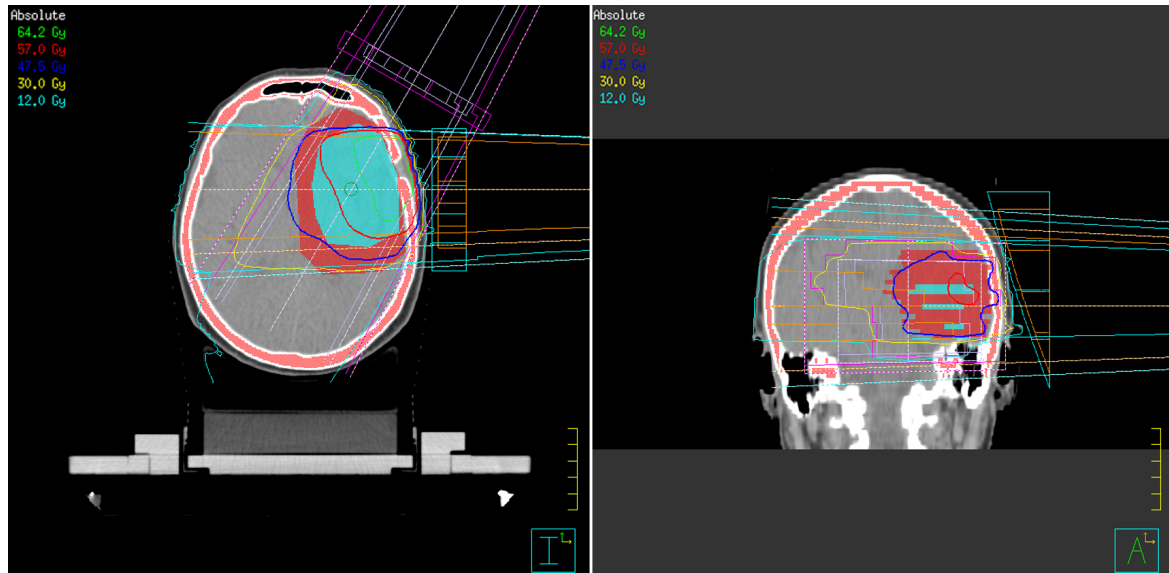


Abbildung 4.5: Bestrahlungsplan für einen Patienten mit einem links frontal liegenden Glioblastom (Hirntumor), in Pinnacle³.

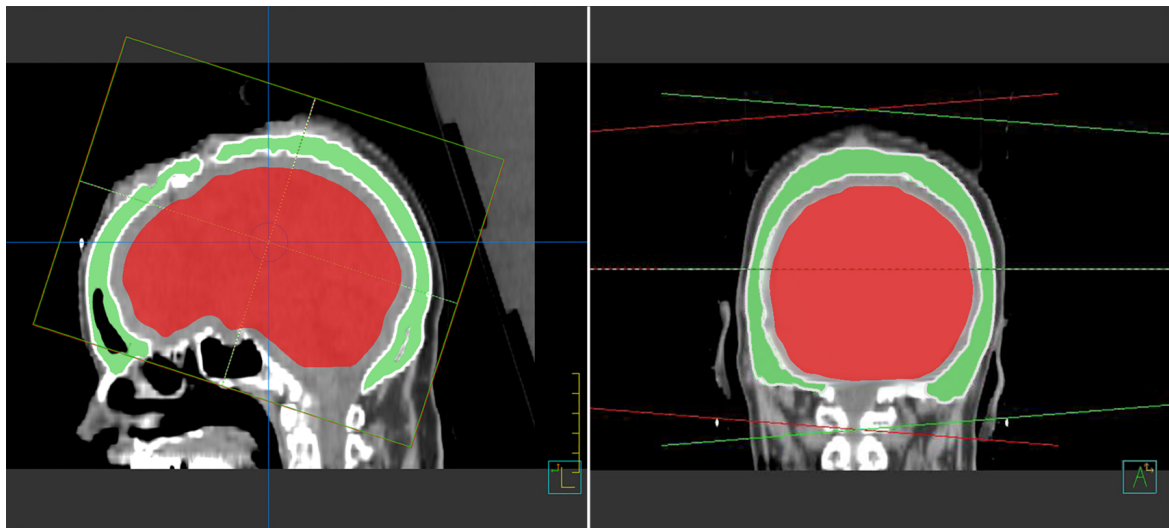


Abbildung 4.6: In Pinnacle³ angelegte ROIs für den Schädelknochen (Grün) und das Weichteilgewebe (Rot).

genden Umweg beschreiten. Nach Kalkulation des Bestrahlungsplanes, mit falscher Konversionstabelle, werden die MUs ja angepasst und in der Dosisverteilung kann man keine Unterschiede oder Fehler wahrnehmen. Pinnacle³ bietet aber die Möglichkeit nach durchgeführter Kalkulation händisch auf die tatsächlich bestrahlten MUs abzuändern. Die Dosisverläufe werden dann nicht mehr für das Zielvolumen optimiert, dem Programm wird die Möglichkeit genommen, auf die wahren Dichteverhältnisse zu reagieren. Wir planen also eine Bestrahlung und wenden sie auf falsche Dichtewerte an, in dieselbe Situation kommt man, wenn Konversionstabellen HU-Werten nicht den richtigen Massendichten zuordnen.

Als Resultat werden hier mit fälschlich eingesetzter Konversionstabelle generell zu viele MUs errechnet, sodass für den Schädelknochen einen Dosisfehler zwischen 0,7 % und 1,9 % auftritt. Für 23 aller untersuchten Bestrahlungspläne wurde die mittlere Dosis für die ROIs ausgewertet, liegt ein großer Teil der ROIs außerhalb des therapeutischen Strahlenbündels, so werden die Ergebnisse stark verfälscht. Während Knochen-ROIs im Mittel einen Fehler von $1,3 \pm 0,4$ % liefern, weisen Hirn-ROIs durchschnittlich einen Dosisfehler von $0,7 \pm 0,1$ % auf. Bei der Auswertung der MUs lag, der maximale MU-Fehler bei $-1,2$ %, der minimale bei $-0,3$ %.

Der Fehler für den Plan „P25“ wurden bei der Berechnung vernachlässigt, weil für den Plan etwas andere Voraussetzungen gelten. Mit Plan „P25“ wurde zwar eine Therapie am Schädel der Patientin durchgeführt, die deponierte Dosis war aber extrem niedrig (2,4 Gy) und therapierte eine endokrine Orbitopathie. Im Mittel belief sich der Fehler in den MUs auf $-0,8 \pm 0,3$ %. Zur besseren Veranschaulichung der Dosisverhältnisse wurden, wie schon im Abschnitt mit den virtuellen Phantomen (4.2.2), die Dosisverteilungen in der Ebene des Zentralstrahls exportiert und der Verlauf der Differenz grafisch aufbereitet. Abbildung 4.7 soll rein quantitativ die Lage der Dosisextremwerte über dem CT-Bild nahebringen. Eine andere Darstellung, die der reinen Oberfläche, liefert die ermittelte Differenz (Abb. 4.8), die grafische Zuordnung zur Lage im CT-Bild geht aber verloren.

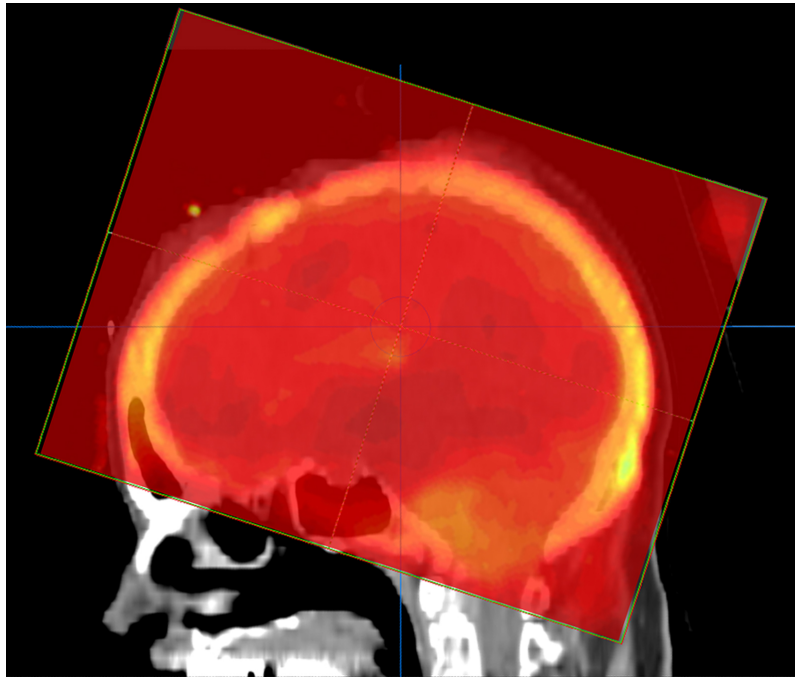


Abbildung 4.7: Dosisunterschied hinterlegt mit CT-Bild des Patienten.

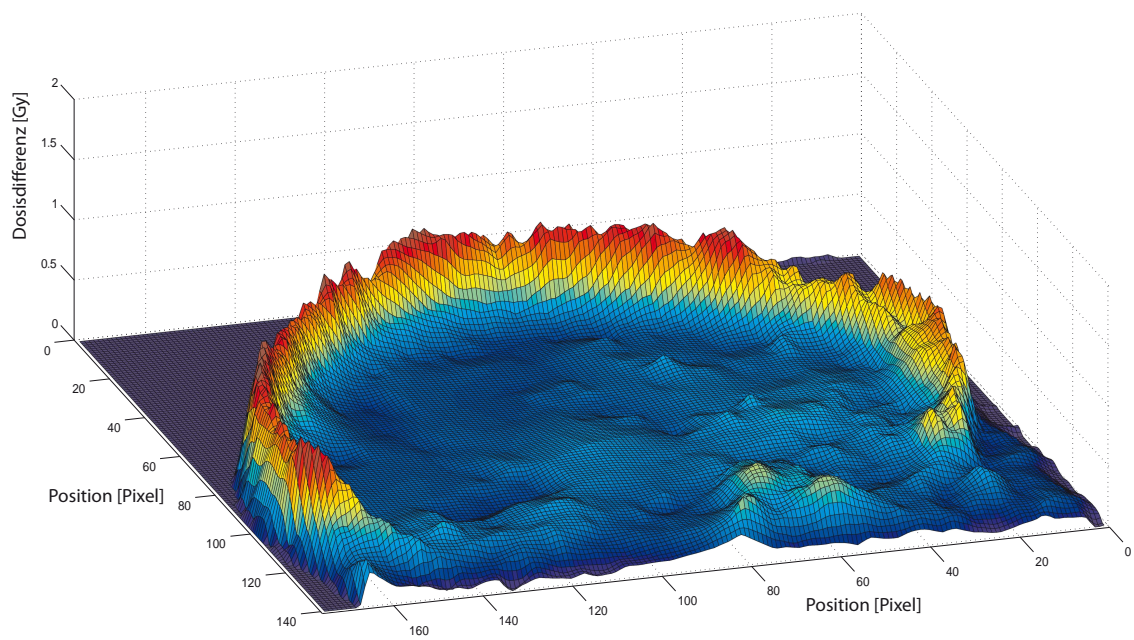


Abbildung 4.8: Dosisdifferenz in Oberflächendarstellung.

Kapitel 5

Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Arbeit wurde der Einfluss der Kalibrierung des Toshiba Aquilion LB Computertomographen auf die gemessenen HU-Werten und die im Bestrahlungsplanungssystem berechnete Dosis untersucht.

In einer umfassenden Analyse der Einflussparameter am CT wurden HU-Werte ermittelt und grafisch mit definierten Dichten eines Festkörperphantoms in Beziehung gesetzt. Der größte Einfluss auf die Interpretation durch den Computertomographen konnte durch Variation der Röhrenspannung genommen werden. Dieser Sachverhalt ist in der Literatur bereits zahlreich belegt [Coz98, Kle]. Beim Einsatz von Zusatzfiltern stellte sich heraus, dass Beam-Hardening-Filter ebenfalls eine deutliche Änderung der HU-Werte hervorrufen. Werden besonders niedrige Röhrenspannungen (80 kV) verwendet, beeinflussen auch vormals unauffällige Parameter, wie Röhrenstrom, FoV, etc. die CT-Werte maßgeblich.

Nach einem Modell von Thomas [Tho99] wurden alle Zusammenhänge in Grafiken dargestellt und ausgewertet. Relative Standardabweichungen für die Steigung approximierter Geraden bei Änderung der Röhrenspannungen betragen bis zu 19 %. Bei Verwendung von Beam-Hardening-Filtern stiegen sie sogar auf 25,6 % an. Den größten Einfluss auf die Schwankung, im Zusammenhang mit besonders niedrigen Röhrenspannungen, zeigte das Aufnahmeverfahren mit 8,7 %. Ausgehend von diesen Ergebnissen wurde eine optimierte, gemittelte Standard-CT-Konversionstabelle für das Bestrahlungsplanungssystem erstellt. Diese wird zukünftig die im klinischen Einsatz verwendete Tabelle ersetzen.

Für eine erste Abschätzung des Einflusses der verschiedenen CT-Konversionstabellen in Bezug auf die geplante Dosis wurden zwei Rechenmodelle herangezogen. Die Ergebnisse dieser Abschätzungen wurden im Rahmen der Tagung der Österreichischen Gesellschaft für Medizinische Physik (ÖGMP) 2010 in Salzburg präsentiert und zur Diskussion gestellt [Tie10]. In der empirischen Modellberechnung nach Klemm [Kle] werden für die variierte Röhrenspannung 1,3 % und für den Beam-Hardening-Filter 2,4 % Dosisfehler vorhergesagt. Mit dem Ansatz von Göllitz [Gör06] konnten analog Fehler von 1,5 % bzw. 0,9 % errechnet werden.

Basierend auf diesen Erkenntnissen wurde im Bestrahlungsplanungssystem Pinnacle³ ein einfaches Modell mit eingebetteter Inhomogenität generiert. Untersuchungen an diesen „virtuellen Wasserphantomen“ zeigten, dass die Umsetzung von CT-Werten in Dichtewerte im Planungssystem nicht wie man physikalisch erwarten würde kontinuierlich, sondern überraschend grob diskretisiert erfolgt. Massendichten bleiben bei Variation der HU-Werte in gewissen Bereichen konstant und ändern sich dann sprunghaft um 50 mg/cm^3 . Als Dosisfehler beim Ein-

satz von unterschiedlichen Konversionstabellen konnte mit dem "virtuellen Phantom" für die Röhrensorgung ein Fehler von 0,8 % und für den Beam-Hardening-Filter einer von 0,4 % angegeben werden. Diese Werte liegen deutlich unter denen der Modellrechnungen.

Ein weiteres Ziel dieser Arbeit war die Quantifizierung des Dosisfehlers, den ein bei CT-Aufnahmen eingesetzter Beam-Hardening-Filter verursacht haben könnte, der bei der Dosisberechnung für Schädelbestrahlungen an realen Patientinnen und Patienten nicht berücksichtigt wurde. Bestrahlungspläne von 28 Patientinnen und Patienten wurden neu berechnet. Dabei stellte sich heraus, dass die verabreichte Dosis in Form von Monitor Einheiten bei Verwendung der Standardkonversionstabelle durchwegs überschätzt wurde. Die tatsächlich applizierte Dosis im Bereich des Schädelknochens war den Berechnungen zufolge zwischen 0,7 % und 1,9 % höher als verschrieben. Im Bereich der Hirnmasse war sie um zwischen 0,3 % und 1 % zu hoch.

Gesetzlich sind technisch bedingt Dosischwankungen bis zu $\pm 3\%$ für den Kalibrierwerte des Elektronen-Linearbeschleunigers zugelassen. Die durch den irrtümlich eingesetzten Zusatzfilter verursachten Dosisfehler bleiben also innerhalb der Unsicherheit der verabreichten Strahlung.

Obwohl die gefundenen Dosischwankungen bei unterschiedlichen CT-Protokollen klein erscheinen, ist die Verwendung einer korrekten CT-Konversionstabelle im Sinne einer genauen Dosisberechnung unerlässlich. Die hier gefundenen Abweichungen gelten nur für den untersuchten Computertomographen Toshiba Aquilion LB und dürfen nicht auf Geräte anderer Hersteller übertragen werden, da nicht ausgeschlossen werden kann, dass gerade im Bereich der Zusatzfilter andere Algorithmen zum Einsatz kommen.

Anhang A

Tabellen und Grafiken

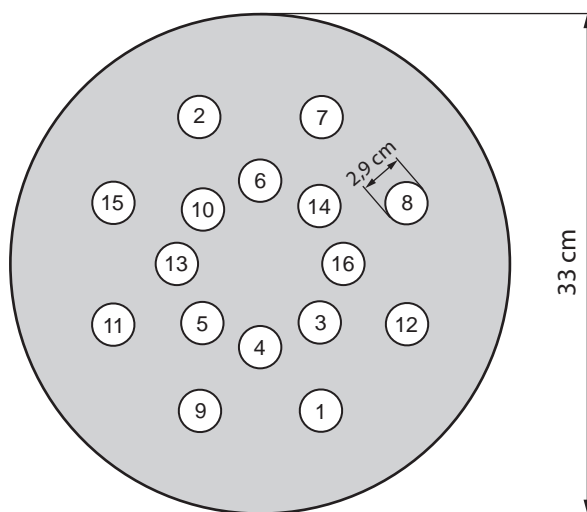


Abbildung A.1: Skizze zur Bestückung des Messphantoms (Aufriss).

ROD Nr.	Rod Type Substitute	Electron Density	Physical Density (g/cm ³)
1	Luft	0,000	0,001
2	LN-300 Lung	0,301	0,310
3	LN-450 Lung	0,438	0,450
4	AP6 Adipose	0,924	0,941
5	BR-12 Breast	0,956	0,979
6	Water Insert	1,000	1,000
7	CT Solid Water	0,989	1,018
8	CT Solid Water	0,989	1,018
9	CT Solid Water	0,989	1,018
10	BRN-SR2 Brain	1,049	1,053
11	LV1 Liver	1,062	1,094
12	IB Inner Bone	1,097	1,144
13	B200 Bone Mineral	1,105	1,153
14	CB2-30% CaCO ₃	1,279	1,334
15	CB2-50% CaCO ₃	1,470	1,560
16	SB3 Cortical Bone	1,696	1,824

Tabelle A.1: Materialeigenschaften Dichteinserts Gammex 467 Phantom [Gama].

Nr.	Gruppe	Name	Röhrenspannung kV	Röhrenstrom mA	Field of View mm	Umlaufzeit s	Kollimation mm	Schichtdicke mm	Aufnahmemodus	Rekonstr. Filter	Boost	Image Filter	Dicke rekonstr. Schicht
1	Schädel	Schädel 1 mm	120	*	320	M 1,0	1 x 16	5	x	FC44	OFF	QDS+	1
2	Schädel	Schädel virtuell S&V	120	300	320	M 1,0	2 x 4	2	S&V	FC44	OFF	2D-Q01	2
3	Schädel	Erwachsener Stufe 2*H 5/3/10 mm	120	*	320	M 0,5	1 x 16	5	x	FC44	OFF	QDS+	5/3
4	Schädel	Erwachsener Stufe 2*H 5/3/10 mm	120	*	320	M 0,5	1 x 16	5	x	FC13	ON	QDS+	5/3/10
5	Schädel	Kind Stufe 2*H 5/3/10 mm	120	*	240	S 0,5	1 x 16	5	x	FC47	OFF	OFF	5
6	Schädel	Kind Stufe 2*H 5/3/10 mm	120	*	240	S 0,5	1 x 16	5	x	FC42	OFF	OFF	5
7	Hals	Hals 1 mm	120	*	320	M 0,5	1 x 16	5	x	FC13	ON	QDS+	1
8	Hals	HWS 5 mm knöchern	120	*	320	M 0,5	1 x 16	5	x	FC30	ON	OFF	5
9	Thorax	Thorax 1 mm	120	*	400	L 0,5	1 x 16	5	x	FC13	ON	QDS+	1
10	Thorax	Thorax 1 mm	120	*	400	L 0,5	1 x 16	5	x	FC52	ON	OFF	1
11	Thorax	Mammae 3 mm ohne Lungenreko	120	*	400	L 0,5	1 x 16	5	x	FC13	ON	QDS+	3
12	Thorax	LD Thorax/Mammae Gating 3 mm	120	*	400	L 0,5	1 x 16	3	x	FC13	ON	QDS+	3
13	Thorax	LD Thorax/Mammae Gating 3 mm	120	*	400	L 0,5	1 x 16	3	x	FC52	ON	OFF	3
14	Abdomen	Abdomen 1 mm	120	*	400	L 0,5	1 x 16	1	x	FC13	ON	QDS+	1
15	Abdomen	Abdomen 1 mm	120	*	400	L 0,5	1 x 16	1	x	FC17	ON	QDS+	1
16	Abdomen	Recti Bauchlage 3 mm	120	*	400	L 0,5	1 x 16	5	x	FC13	ON	QDS+	3
17	Abdomen	Becken virtuell H*	120	*	400	L 0,5	1 x 16	5	x	FC13	ON	QDS+	3
18	Abdomen	Becken virtuell S&V	120	150	700	XL 0,5	2 x 4	2	S&V	FC13	ON	2D-Q01	2
19	Abdomen	Goldmarker 1 mm	120	300	400	L 1,0	1 x 16	5	x	FC13	ON	QDS+	1
20	Abdomen	Goldmarker 1 mm	120	300	400	L 1,0	1 x 16	5	x	FC17	ON	QDS+	1
21	Hüfte	Hüftprothese 1 mm	135	350	400	L 1,0	1 x 16	1	x	FC13	ON	QDS+	1
22	Hüfte	Becken 3 mm	120	*	400	L 0,5	1 x 16	5	x	FC17	ON	QDS+	3
23	Beine	Beine 1 mm	120	*	320	M 0,5	1 x 16	5	x	FC13	ON	QDS+	1
24	Arme	Arme 1 mm	120	*	320	M 0,5	1 x 16	5	x	FC13	ON	QDS+	1

Tabelle A.2: Zusammenfassung der Standardprotokolle

Patient Nr.	Dichte im Knochen-ROI g/cm^3	Standard-Konversionstabelle																	
		MU für die einzelnen Bestrahlungsfelder																	
P01	1,698	168	172																
P02	1,853	173	171																
P03	1,972	139	139	134	135														
P04	1,666	172	174																
P05	1,861	173	175																
P06	1,741	116	115																
P07	1,625	136	128	136	129														
P08	1,740	113	112																
P09	1,837	159	108	93	162	146	92	96	131	115	105	77	70	10	10	10	10	10	
P10	1,971	136	126	132	133														
P11	1,966	112	112																
P12	1,900	175	168																
P13	1,906	171	172																
P14	1,988	169	170																
P15	1,720	174	168																
P17	1,947	172	171																
P18	1,831	36	16	16	21	47	21	49	75	17	17	35	78	35	77				
P19	1,704	175	170																
P20	1,942	174	171																
P21	1,906	173	174																
P22	1,158	103	103	117	118	77	77	87	88										
P23	2,097	121	162	72	86	84													
P24	1,891	111	112																
P25	1,673	25	25																
P26	1,830	170	171																
P27	1,587	173	170																
P28	1,759	177	173	65	71	113													
P29	1,713	180																	

Tabelle A.3: Tabelle mit MU-Werten zu den Patientenbestrahlungsplänen bei Verwendung der Standard-Konversionstabelle.

Standard-Konversionstabelle										
Patient Nr.	Knochen-ROI					Hirn-ROI				
	Volumen [cm^3]	Dosis [Gy]				Volumen [cm^3]	Dosis [Gy]			
		Min	Max	Mittel	Std. Abw.		Min	Max	Mittel	Std. Abw.
P01	331,1	16,9	34,5	30,9	0,9	873,6	28,8	32,8	31,2	0,5
P02	291,6	1,6	33,8	30,7	1,9	987,2	28,3	33,1	31,4	0,7
P03										
P04	399,3	0,0	34,3	31,0	2,2	1287,5	28,7	33,4	31,6	0,7
P05	349,8	0,0	34,8	30,8	2,1	1037,8	28,3	32,9	31,5	0,6
P06	394,8	1,6	35,4	31,2	1,9	1101,0	28,0	33,4	31,7	0,8
P07	316,6	0,5	67,0	18,7	19,7	1078,3	34,9	44,3	40,6	1,1
P08	307,5	6,6	45,5	39,9	1,7	944,5	21,9	26,3	24,8	0,5
P09										
P10	356,0	0,8	63,9	14,5	16,4	989,0	28,8	33,1	31,3	0,6
P11	343,2	2,9	27,1	24,1	1,1	988,7	28,4	33,8	31,0	0,8
P12	348,4	14,0	32,7	30,1	1,3	922,1	28,1	32,3	30,9	0,5
P13	274,2	22,7	34,8	30,4	1,3	1237,0	28,7	33,7	31,2	0,8
P14	382,6	9,5	33,7	29,7	1,2	854,8	28,3	32,8	31,3	0,5
P15	283,0	0,0	33,9	30,7	2,2	1032,1	28,1	33,2	31,1	0,8
P17	282,4	13,6	33,4	30,4	1,0	1098,4	28,6	32,3	31,0	0,5
P18										
P19	166,0	3,0	33,6	30,9	1,6	1188,3	22,2	26,4	24,8	0,5
P20	398,4	12,9	34,0	30,4	1,0	1050,4	28,5	33,3	31,2	0,6
P21	323,2	2,4	32,7	29,9	2,6	910,1	28,8	33,2	31,3	0,6
P22										
P23	283,5	0,7	53,2	24,8	12,9	1129,9	1,2	67,0	33,2	19,3
P24	379,8	1,2	27,7	24,0	1,5	992,7	1,7	63,9	28,0	17,7
P25										
P26	273,5	5,9	33,4	30,7	1,4	1227,5	0,1	56,3	6,4	11,6
P27	237,1	23,8	33,4	31,0	1,0	1050,6	2,1	61,3	40,7	15,9
P28	424,8	7,8	43,2	32,7	3,0	1109,1	29,1	42,9	33,5	3,2
P29	208,2	0,1	2,1	1,5	0,3	993,4	1,1	2,1	1,6	0,2

Tabelle A.5: Tabelle mit den Dosiswerten für die ROIs in den Patientenbestrahlungsplänen bei Verwendung der Standard-Konversionstabelle.

Beam-Hardening-Konversionstabelle										
Patient Nr.	Knochen-ROI					Hirn-ROI				
	Volumen [cm ³]	Dosis [Gy]				Volumen [cm ³]	Dosis [Gy]			
		Min	Max	Mittel	Std. Abw.		Min	Max	Mittel	Std. Abw.
P01	331,1	17,0	34,7	31,2	0,9	873,6	29,1	32,9	31,3	0,5
P02	291,6	1,6	34,1	31,1	1,9	987,2	28,7	33,4	31,6	0,6
P03										
P04	399,3	0,0	34,4	31,2	2,3	1287,5	29,2	33,5	31,8	0,7
P05	349,8	0,0	35,0	31,3	2,1	1037,8	28,8	33,2	31,7	0,6
P06	394,8	1,6	35,6	31,5	1,9	1101,0	28,4	33,5	31,9	0,7
P07	316,6	0,5	67,4	18,9	19,8	1078,3	35,3	44,6	40,9	1,1
P08	307,5	6,7	45,6	40,3	1,7	944,5	22,3	26,5	25,0	0,5
P09										
P10	356,0	0,8	64,0	14,7	16,5	989,0	29,2	33,4	31,6	0,6
P11	343,2	2,9	27,3	24,5	1,1	988,7	28,8	34,0	31,3	0,8
P12	348,4	14,1	33,0	30,5	1,3	922,1	28,6	32,5	31,1	0,5
P13	274,2	22,8	34,9	30,8	1,2	1237,0	29,1	33,8	31,5	0,8
P14	382,6	9,5	33,8	30,2	1,2	854,8	28,7	33,0	31,6	0,5
P15	283,0	0,0	34,2	31,0	2,2	1032,1	28,4	33,3	31,4	0,7
P17	282,4	13,8	33,6	30,9	1,0	1098,4	29,0	32,6	31,3	0,5
P18										
P19	166,0	3,0	33,7	31,2	1,5	1188,3	22,5	26,6	25,0	0,5
P20	398,4	13,1	34,3	30,9	0,9	1050,4	28,9	33,5	31,4	0,6
P21	323,2	2,3	32,9	30,4	2,6	910,1	29,1	33,3	31,4	0,6
P22										
P23	283,5	0,7	53,3	25,1	12,9	1129,9	1,2	67,2	33,5	19,4
P24	379,8	1,2	27,8	24,4	1,5	992,7	1,7	64,2	28,3	17,8
P25										
P26	273,5	6,0	33,6	31,1	1,4	1227,5	0,1	56,6	6,4	11,6
P27	237,1	24,1	33,5	31,3	1,0	1050,6	2,1	61,6	41,1	16,0
P28	424,8	7,9	43,4	33,1	2,9	1109,1	29,5	43,1	33,8	3,2
P29	208,2	0,1	2,1	1,5	0,3	993,4	1,1	2,1	1,6	0,2

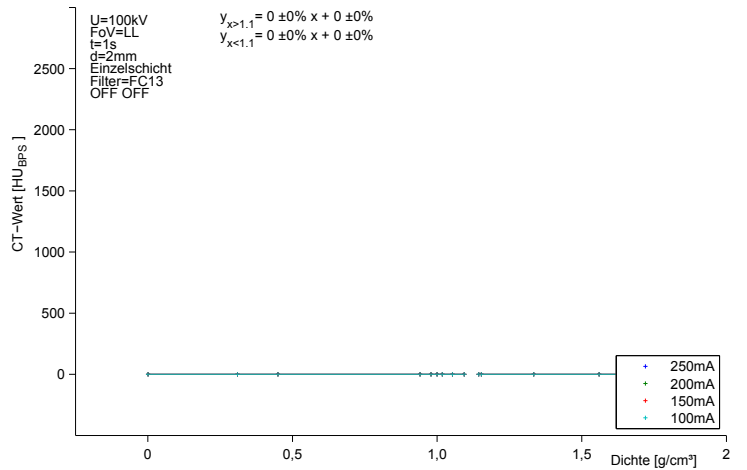
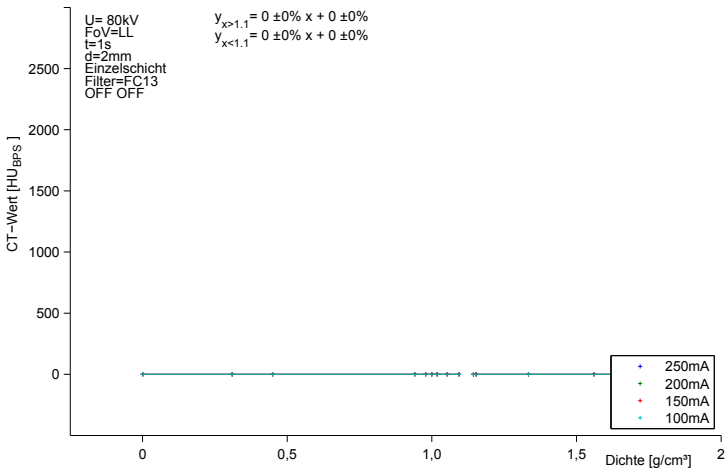
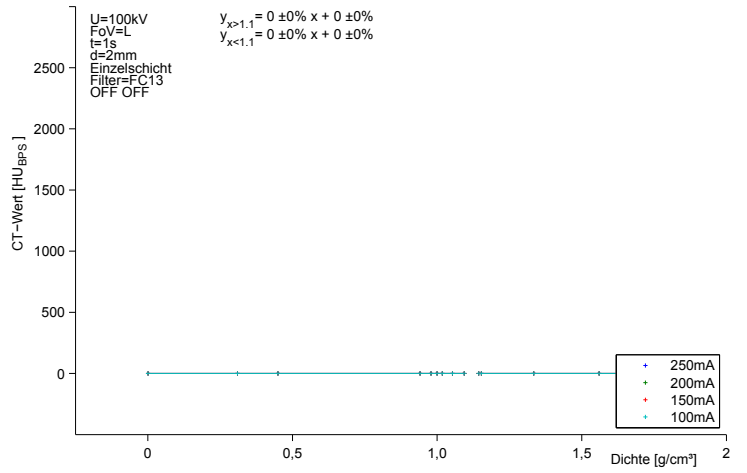
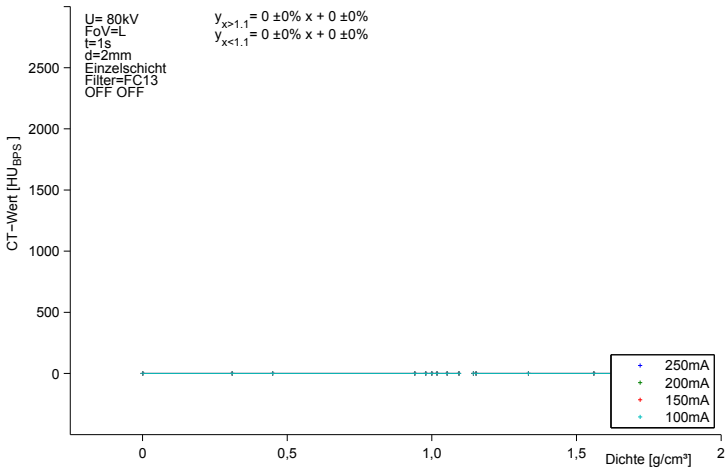
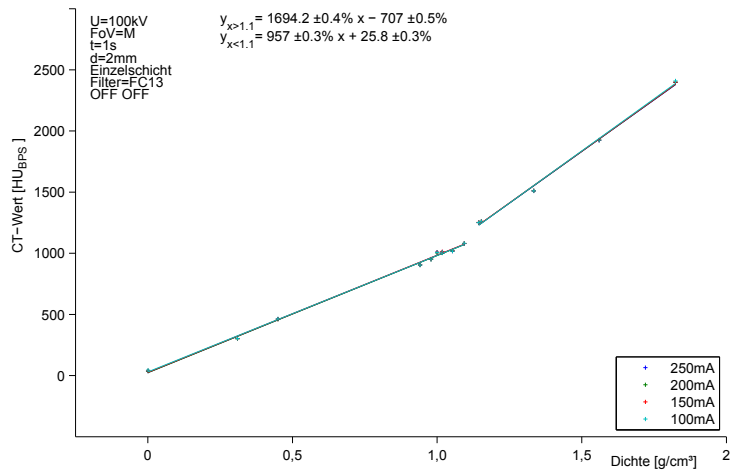
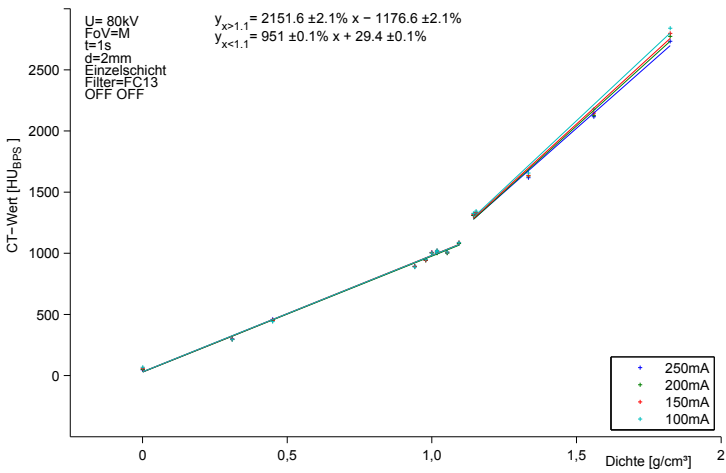
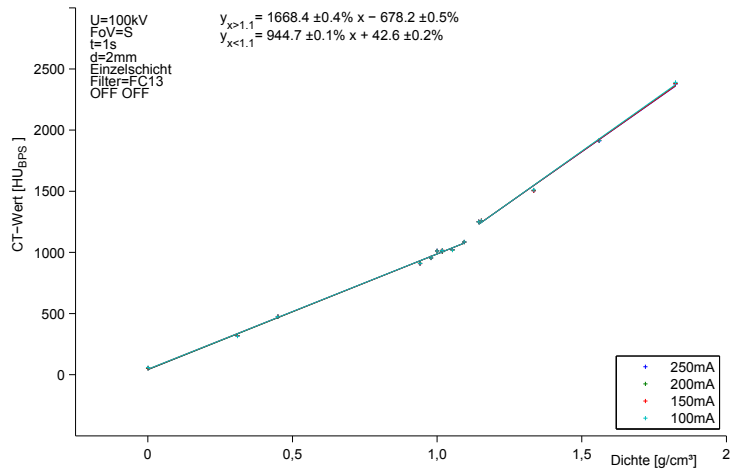
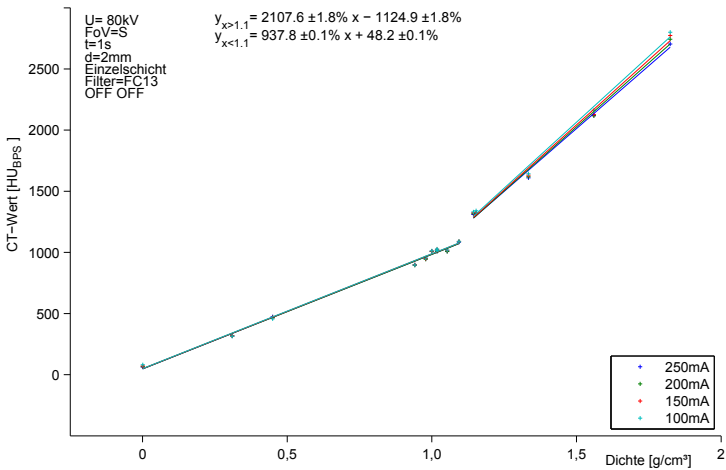
Tabelle A.6: Tabelle mit den Dosiswerten für die ROIs in den Patientenbestrahlungsplänen bei Verwendung der Beam-Hardening-Konversionstabelle.

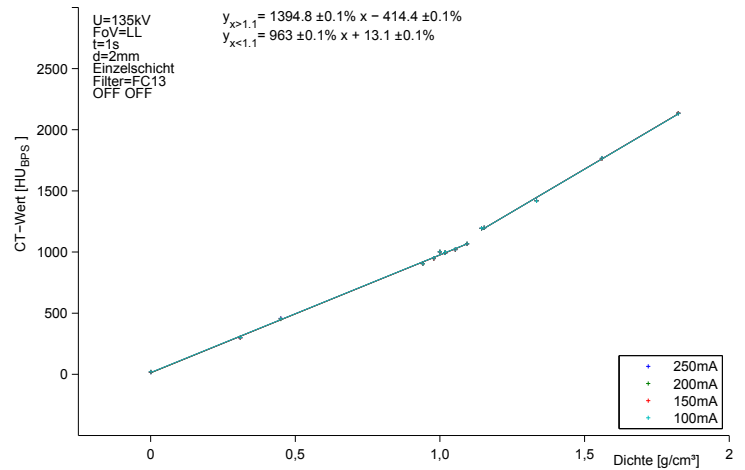
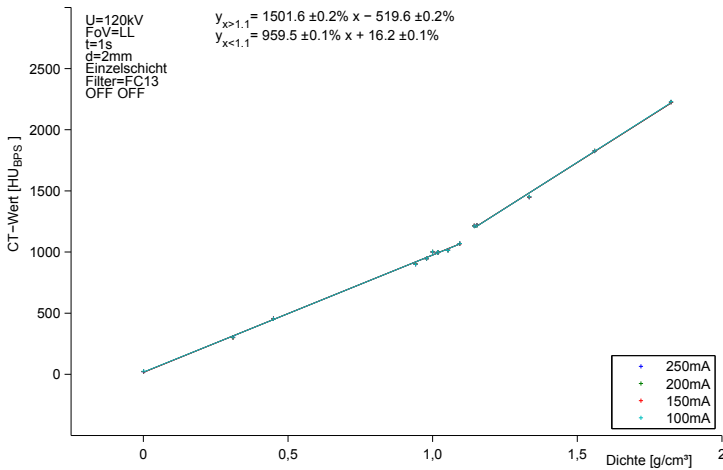
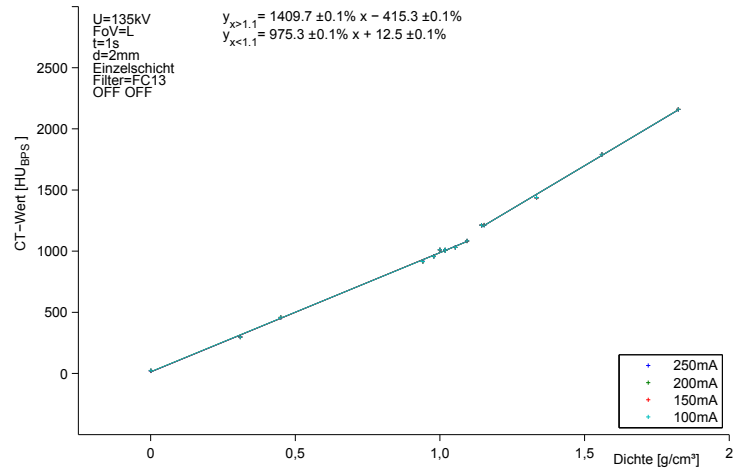
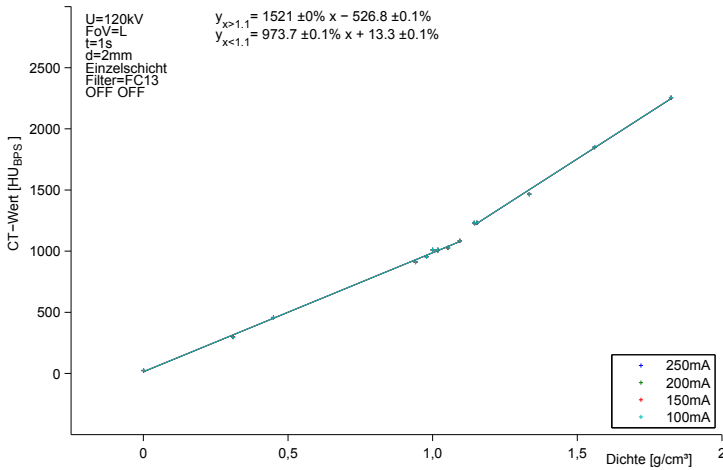
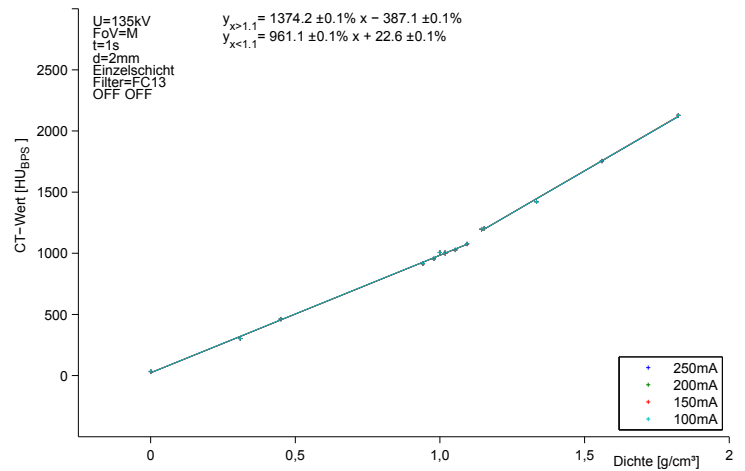
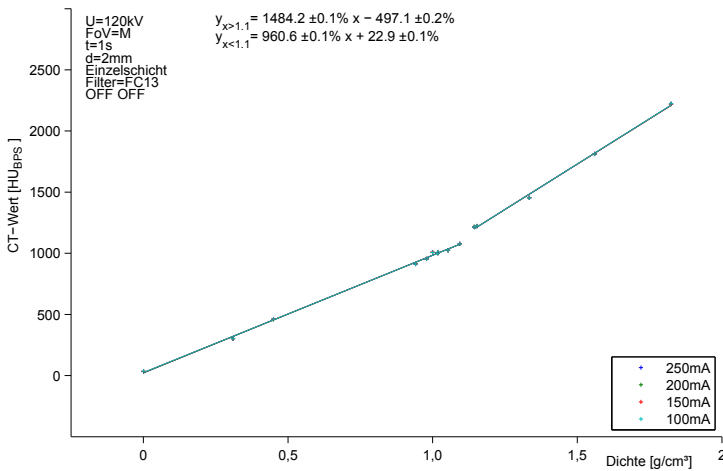
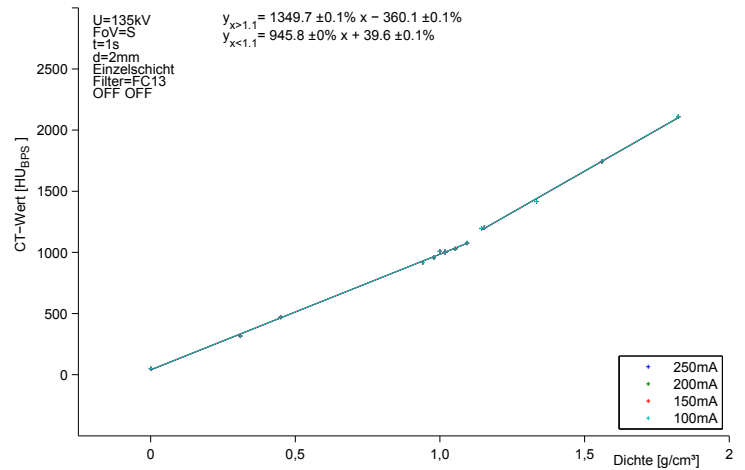
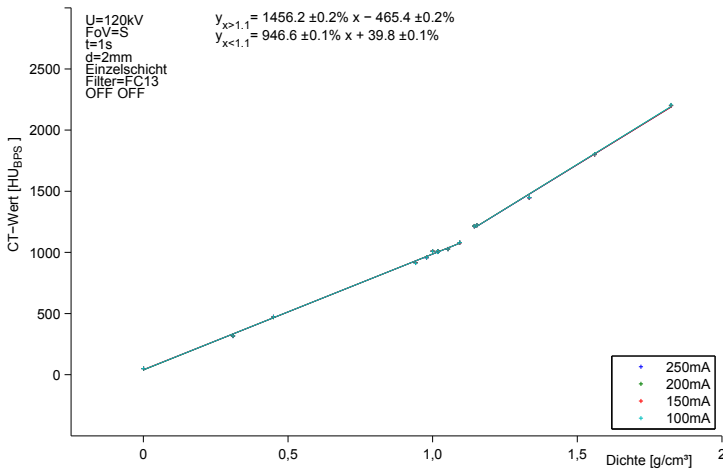
Patient Nr.	Standard- Konversionstabelle			Beam-Hardening- Konversionstabelle			Unterschied [%] rel. zur Standardtabelle		
	Dosis [Gy]		MU Felder gesamt	Dosis [Gy]		MU Felder gesamt	Knochen	Hirn	Felder gesamt
	Knochen	Hirn		Knochen	Hirn				
P01	30,9	31,2	340,0	31,2	31,3	339,0	0,9	0,4	-0,3
P02	30,7	31,4	344,0	31,1	31,6	340,0	1,3	0,7	-1,2
P03			547,0			543,0			-0,7
P04	31,0	31,6	346,0	31,2	31,8	344,0	0,9	0,7	-0,6
P05	30,8	31,5	348,0	31,3	31,7	345,0	1,5	0,8	-0,9
P06	31,2	31,7	231,0	31,5	31,9	229,0	1,2	0,6	-0,9
P07	18,7	40,6	529,0	18,9	40,9	525,0	0,8	0,6	-0,8
P08	39,9	24,8	225,0	40,3	25,0	224,0	1,0	0,8	-0,4
P09			1394,0			1382,0			-0,9
P10	14,5	31,3	527,0	14,7	31,6	523,0	1,3	0,7	-0,8
P11	24,1	31,0	224,0	24,5	31,3	222,0	1,8	0,7	-0,9
P12	30,1	30,9	343,0	30,5	31,1	341,0	1,5	0,7	-0,6
P13	30,4	31,2	343,0	30,8	31,5	339,0	1,5	0,7	-1,2
P14	29,7	31,3	339,0	30,2	31,6	335,0	1,9	0,7	-1,2
P15	30,7	31,1	342,0	31,0	31,4	338,0	1,1	0,8	-1,2
P17	30,4	31,0	343,0	30,9	31,3	340,0	1,6	0,9	-0,9
P18			540,0			536,0			-0,7
P19	30,9	24,8	345,0	31,2	25,0	342,0	1,0	0,6	-0,9
P20	30,4	31,2	345,0	30,9	31,4	341,0	1,8	0,7	-1,2
P21	29,9	31,3	347,0	30,4	31,4	345,0	1,6	0,6	-0,6
P22			770,0			767,0			-0,4
P23	24,8	33,2	525,0	25,1	33,5	521,0	1,0	0,9	-0,8
P24	24,0	28,0	223,0	24,4	28,3	221,0	1,3	1,0	-0,9
P25			50,0			50,0			0,0
P26	30,7	6,4	341,0	31,1	6,4	337,0	1,2	0,3	-1,2
P27	31,0	40,7	343,0	31,3	41,1	341,0	0,7	0,7	-0,6
P28	32,7	33,5	599,0	33,1	33,8	592,0	1,3	0,8	-1,2
P29	1,5	1,6	180,0	1,5	1,6	179,0	0,8	0,6	-0,6

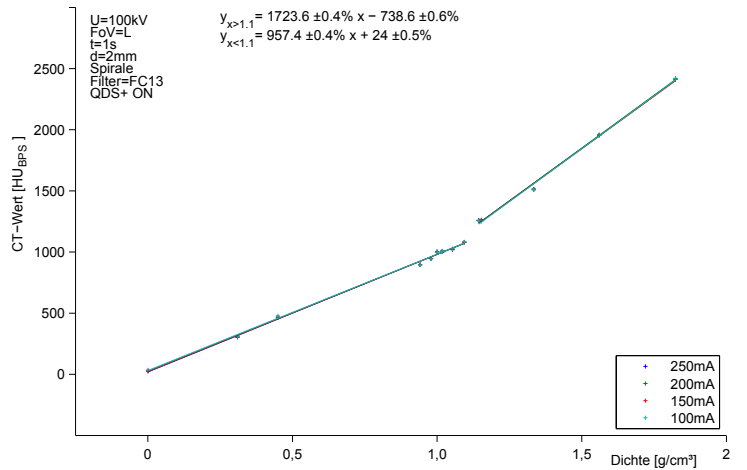
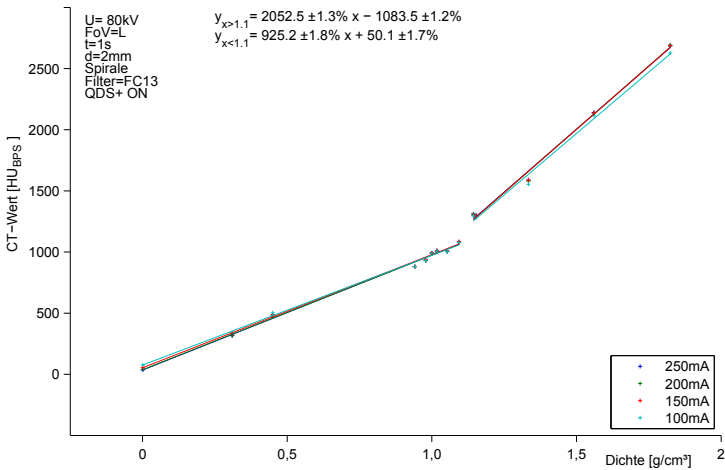
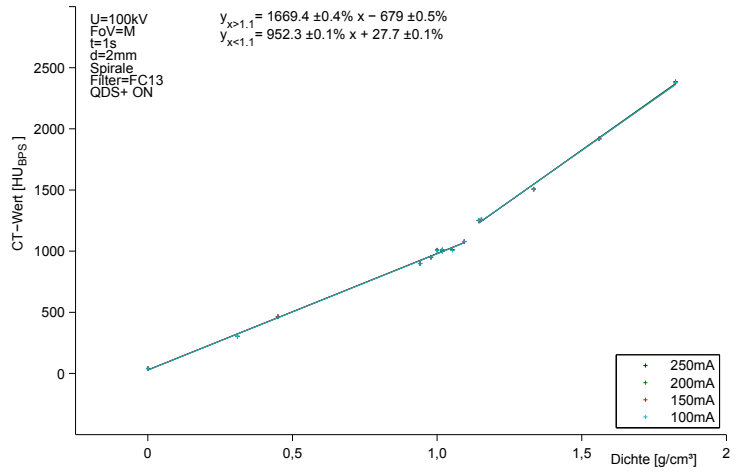
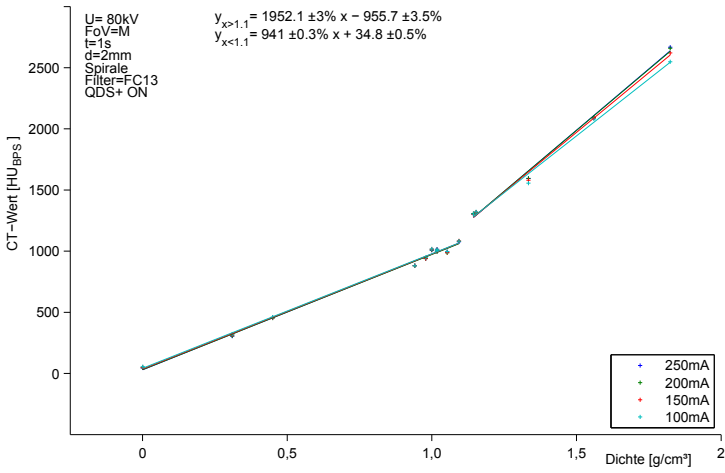
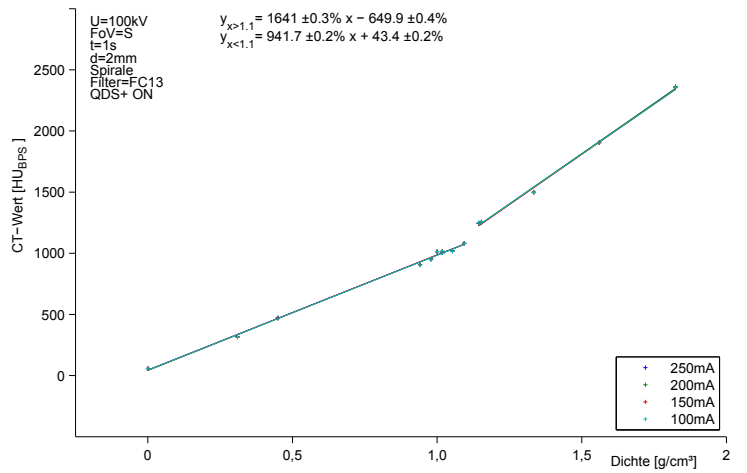
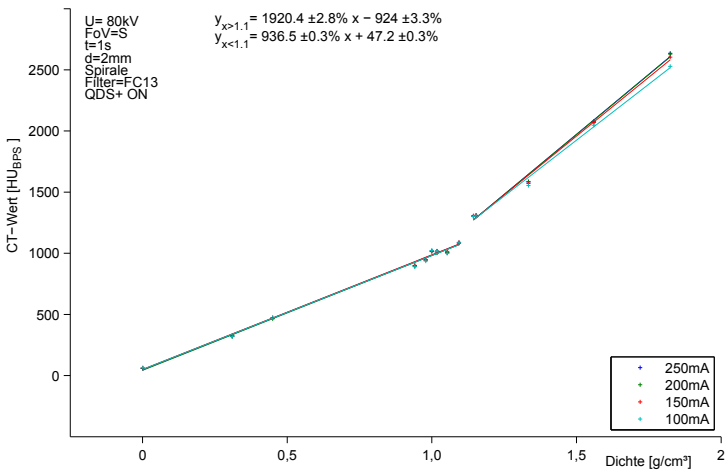
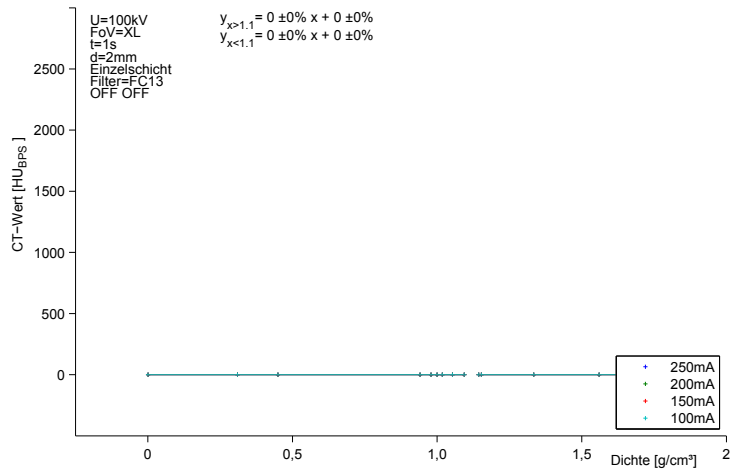
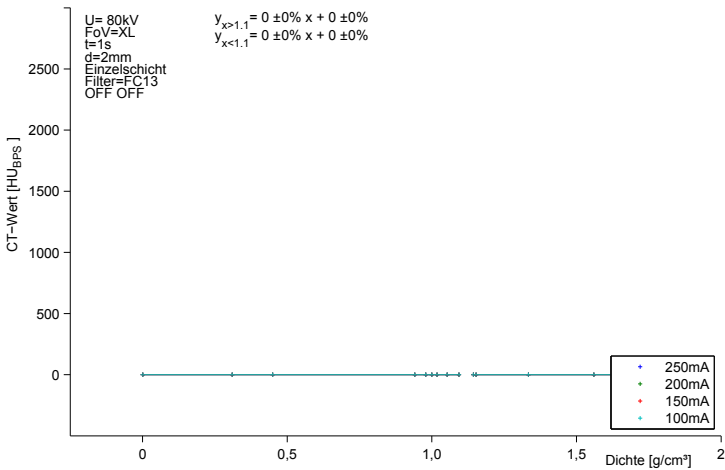
Tabelle A.7: Tabelle zur Berechnung der Dosisfehler für die Patientenbestrahlungspläne bei Verwendung verschiedener Konversionstabellen.

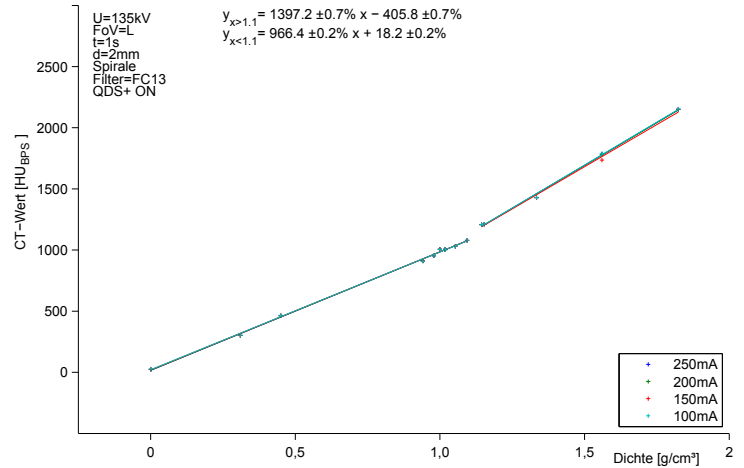
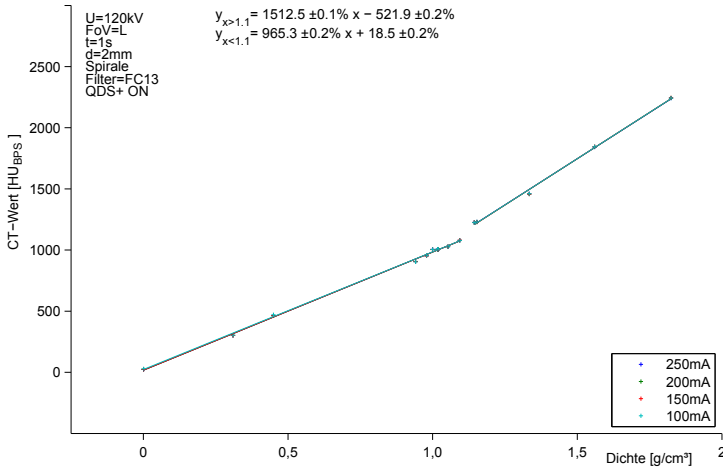
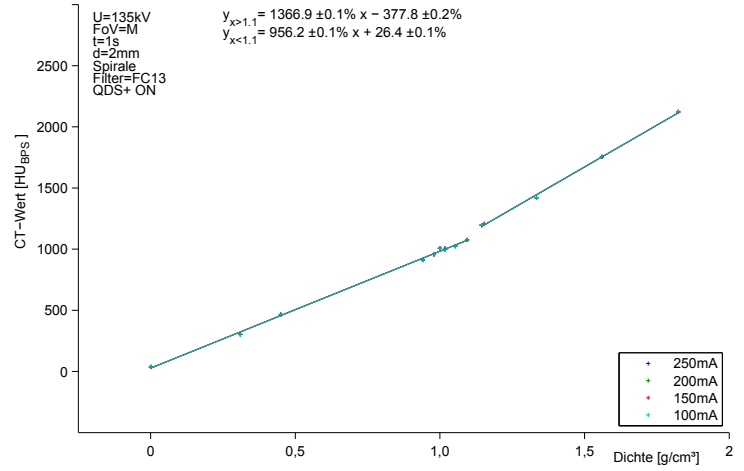
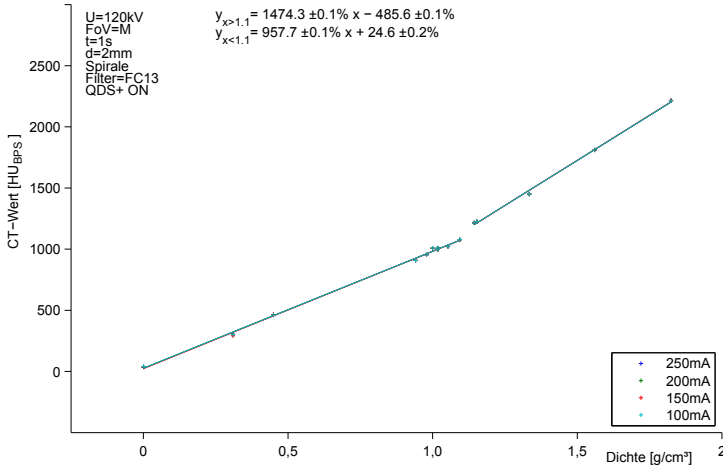
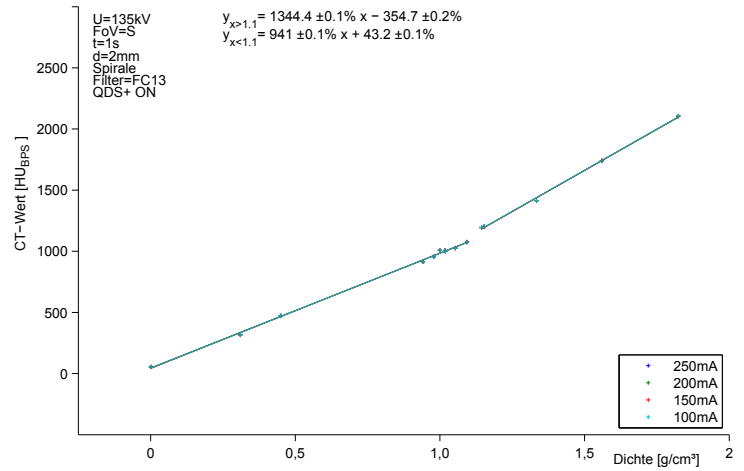
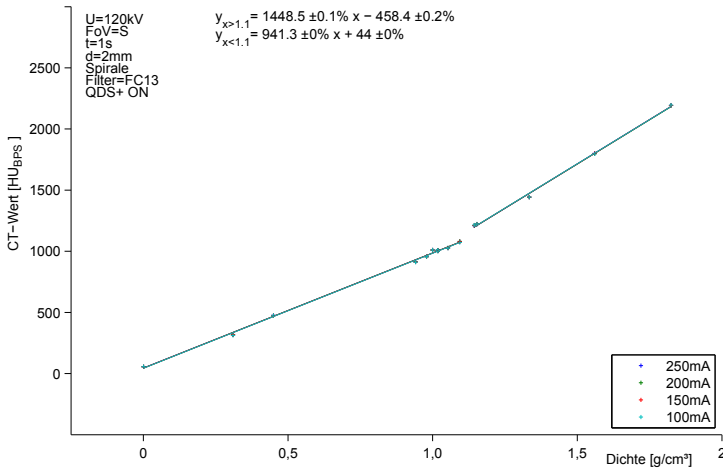
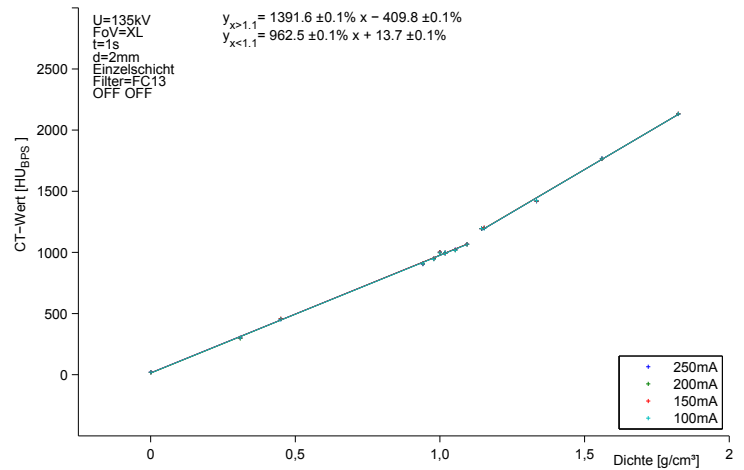
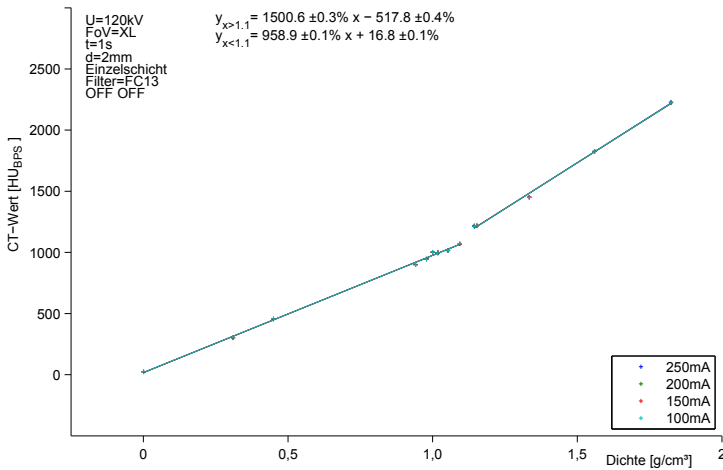
Anhang B

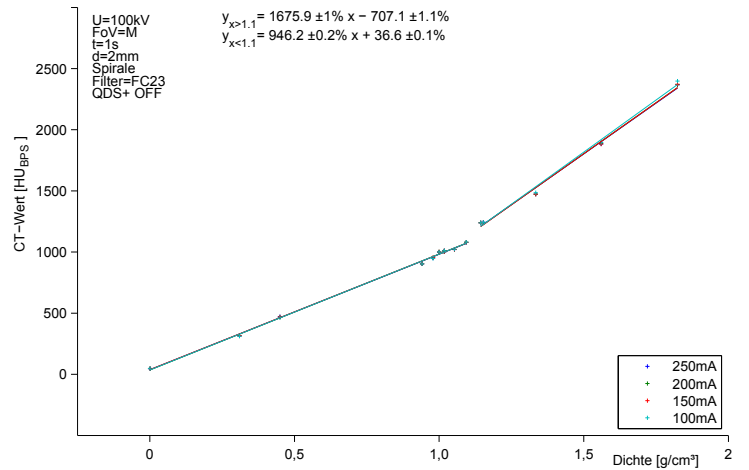
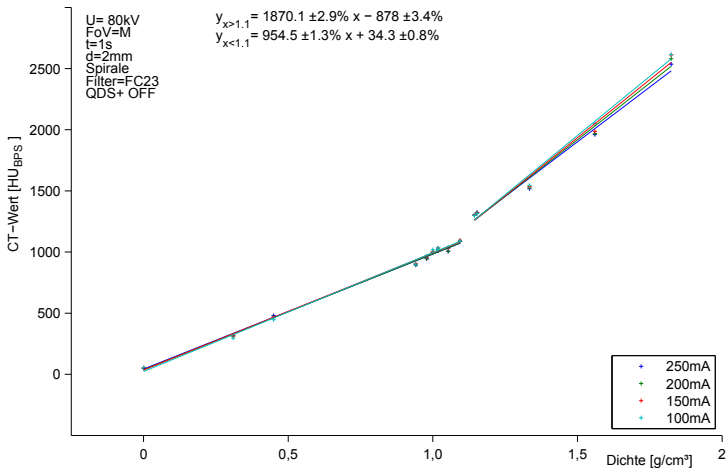
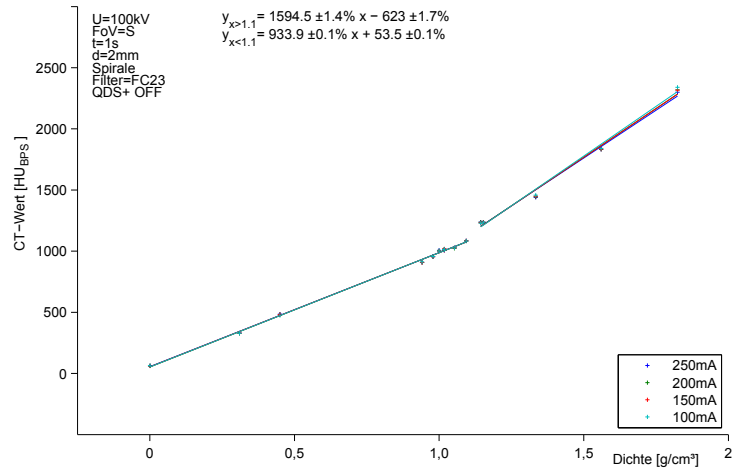
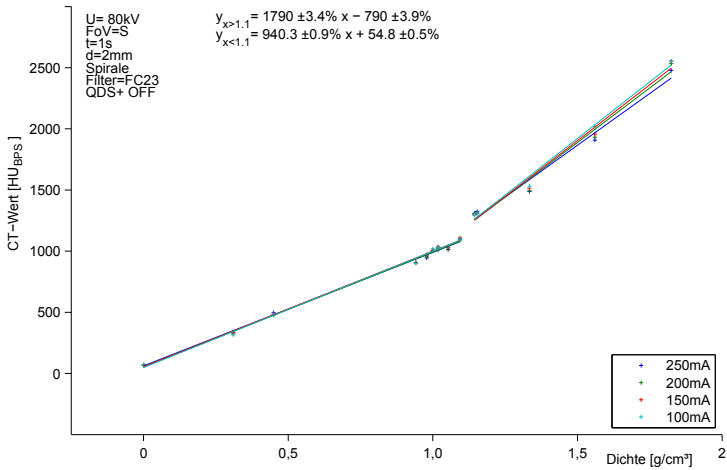
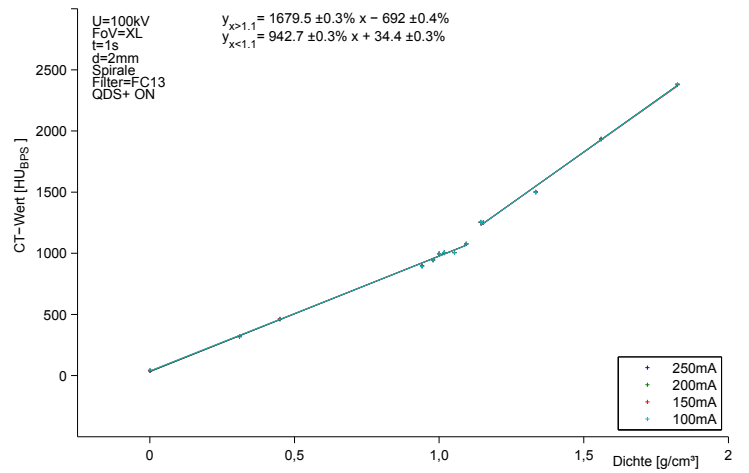
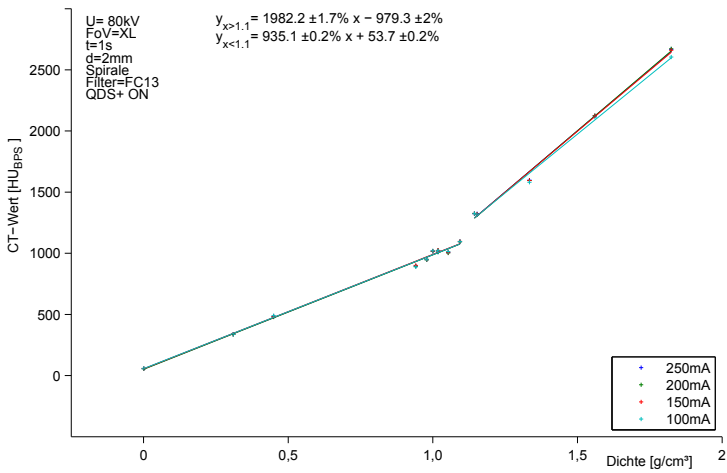
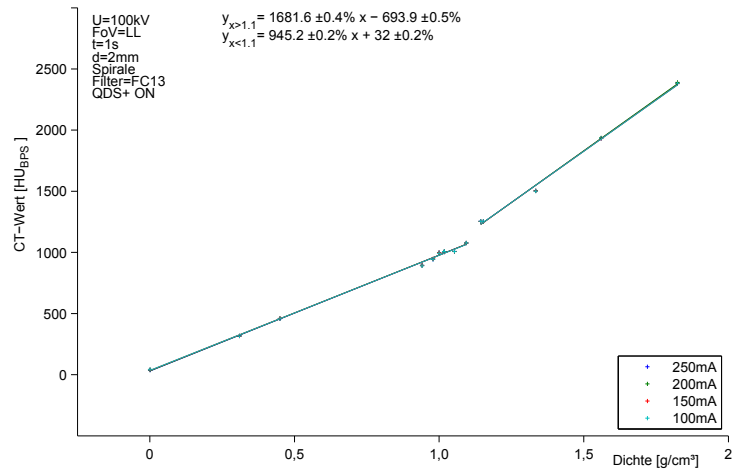
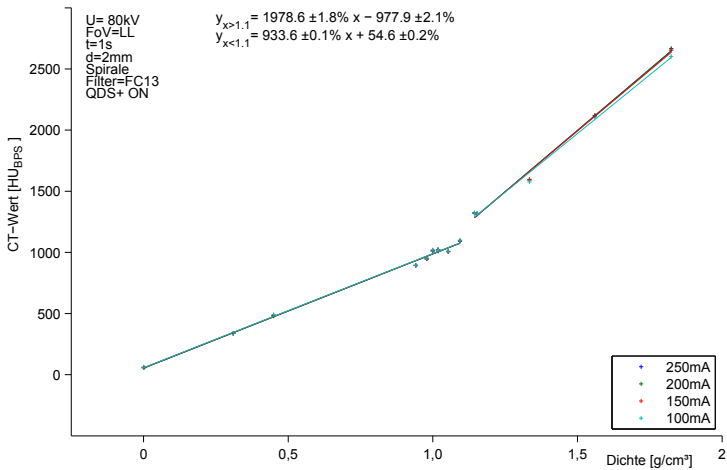
Diagramme zu den Auswertungen

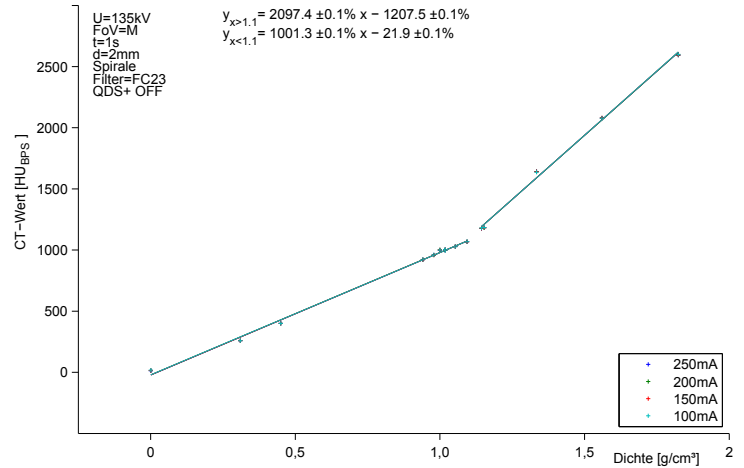
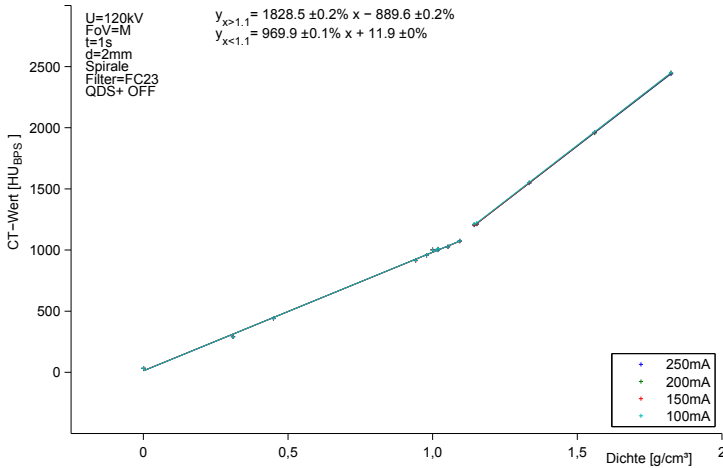
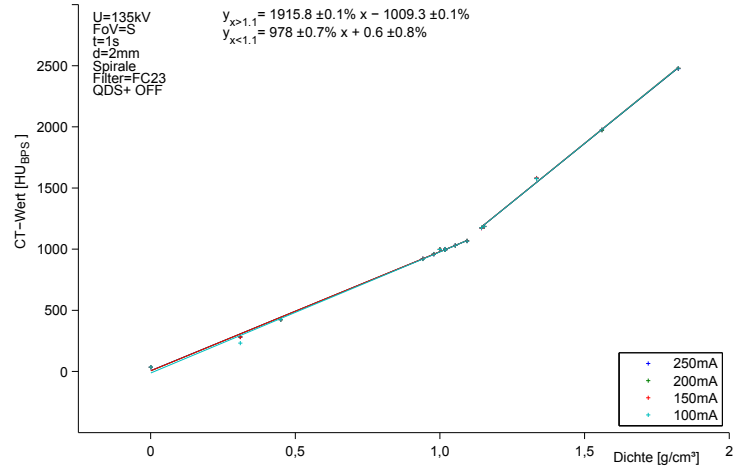
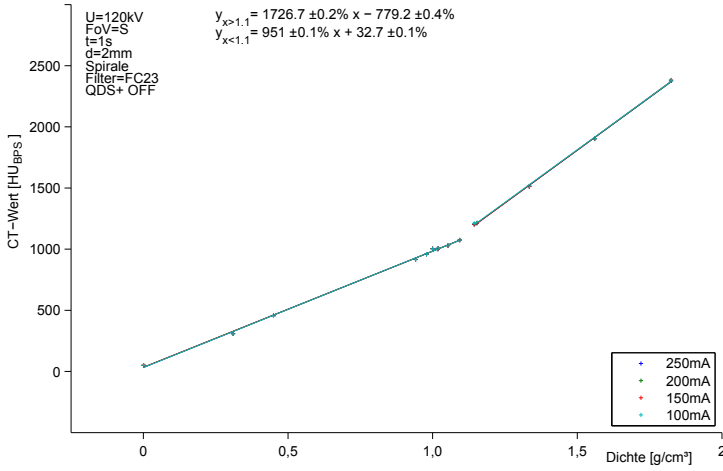
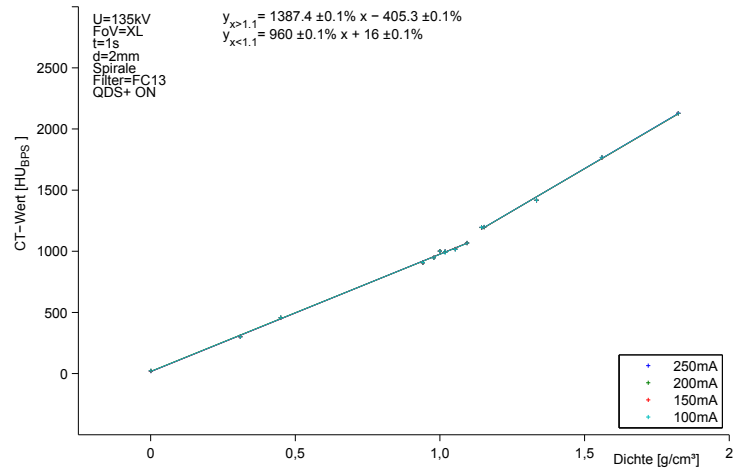
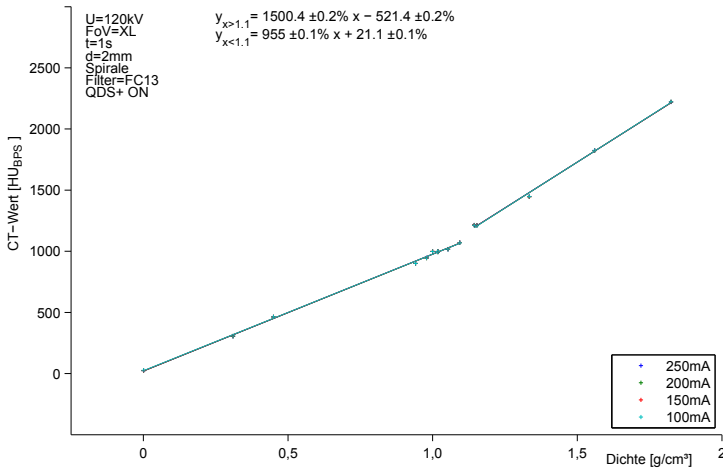
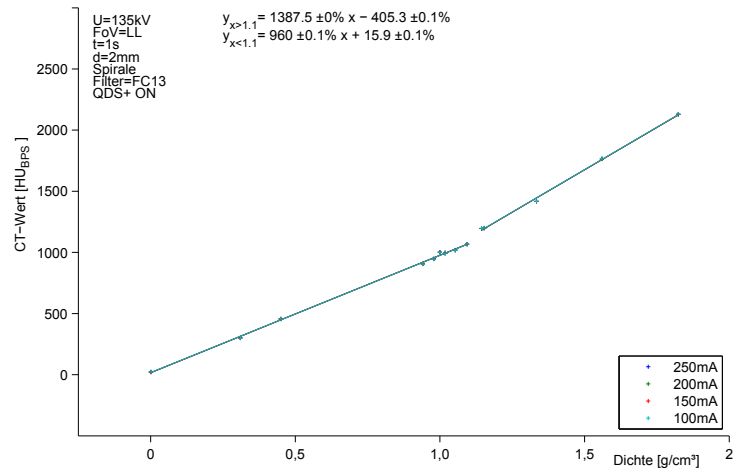
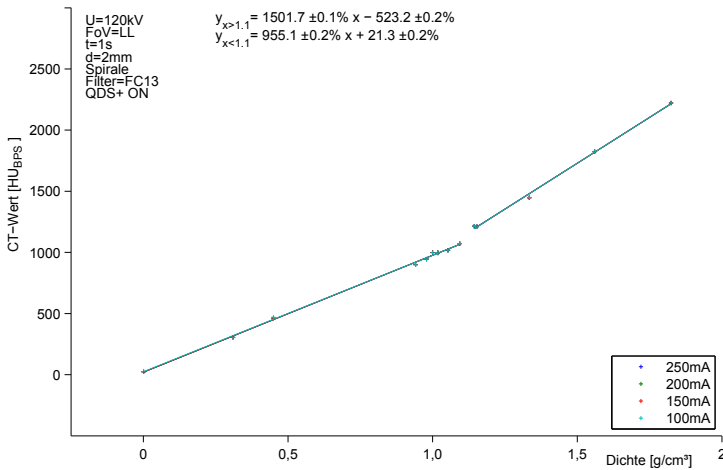


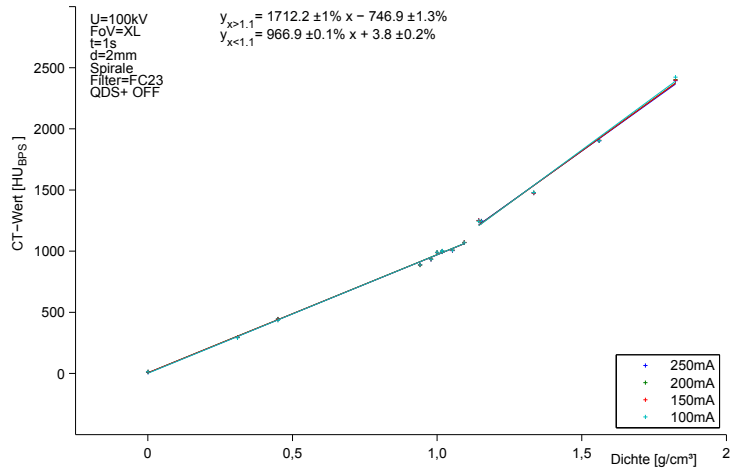
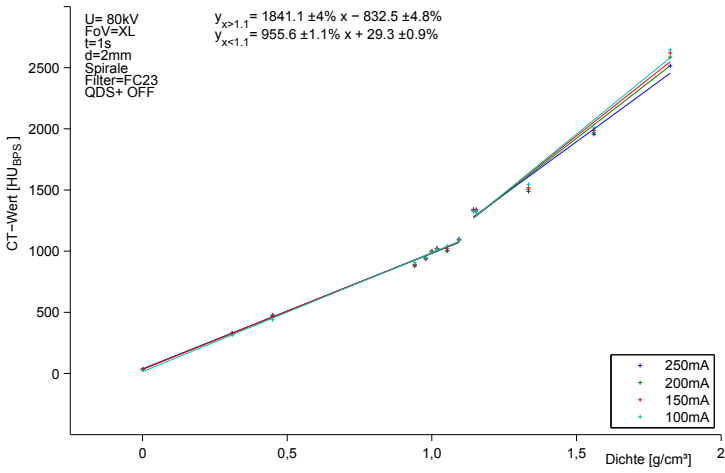
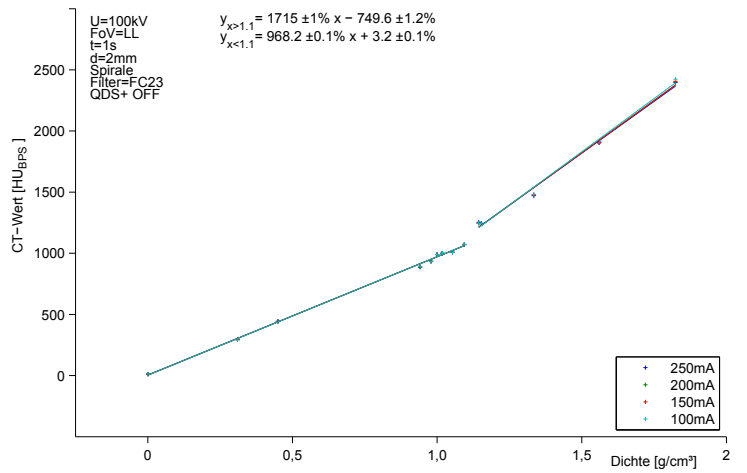
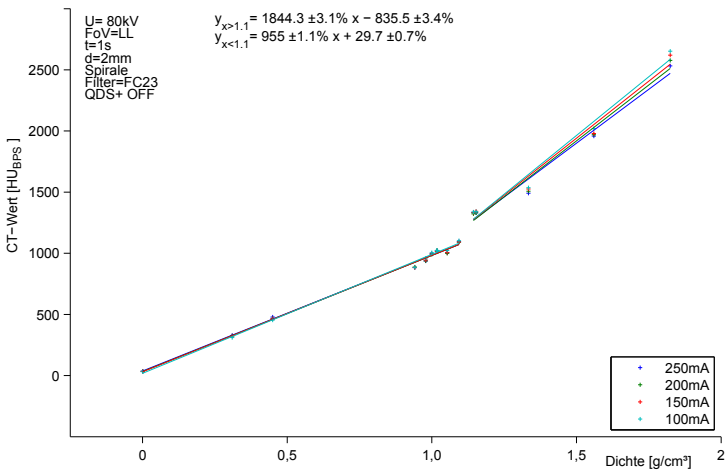
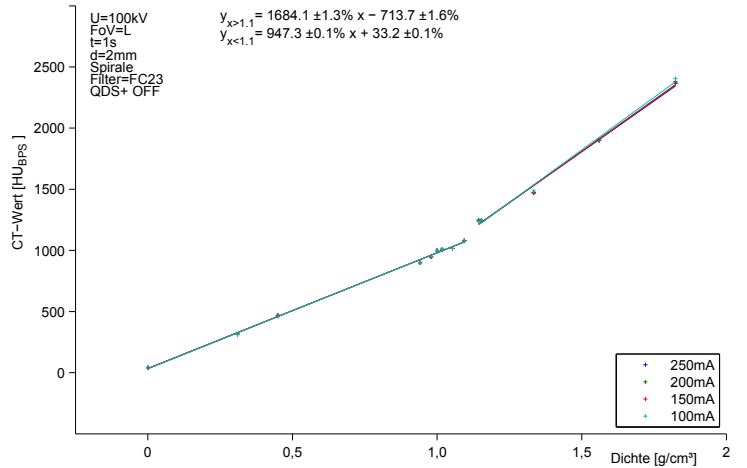
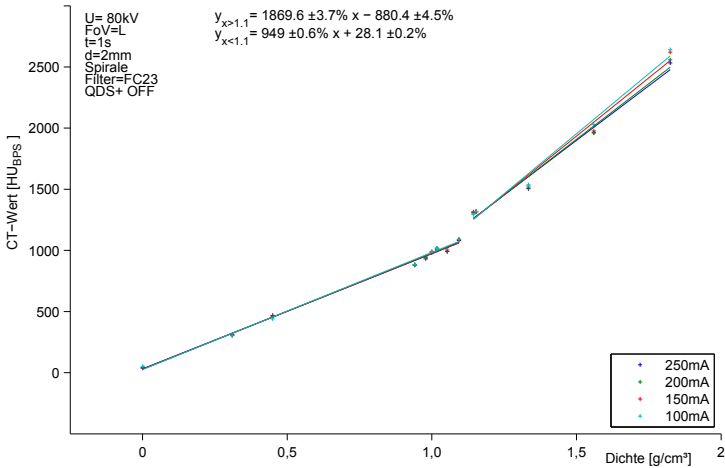


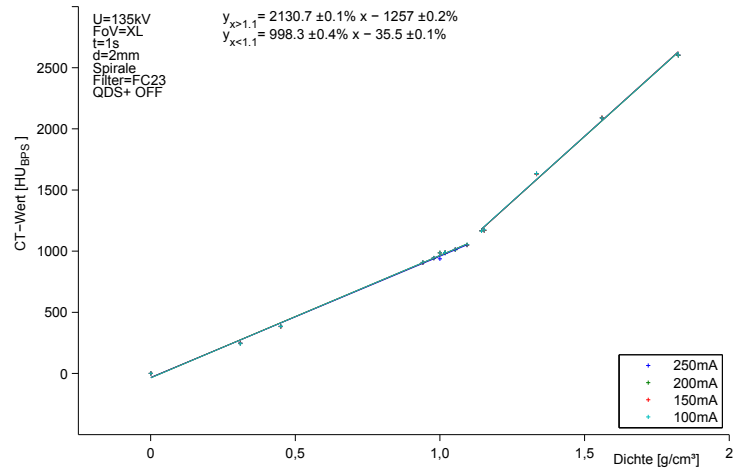
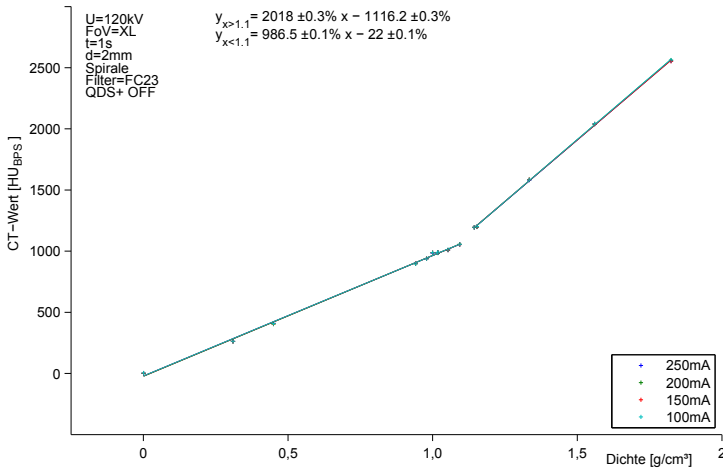
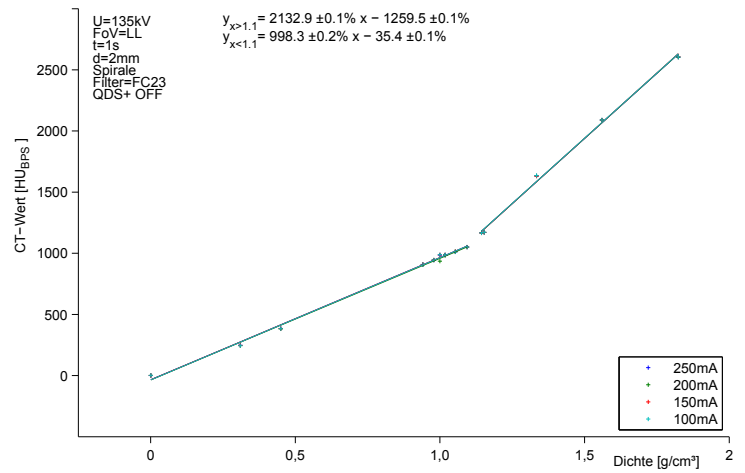
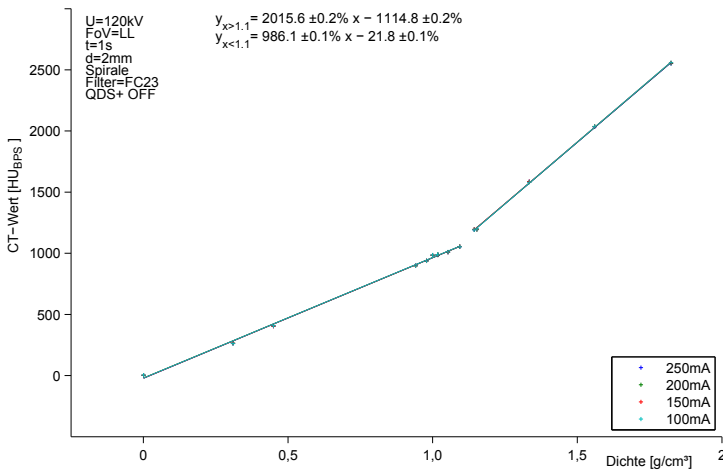
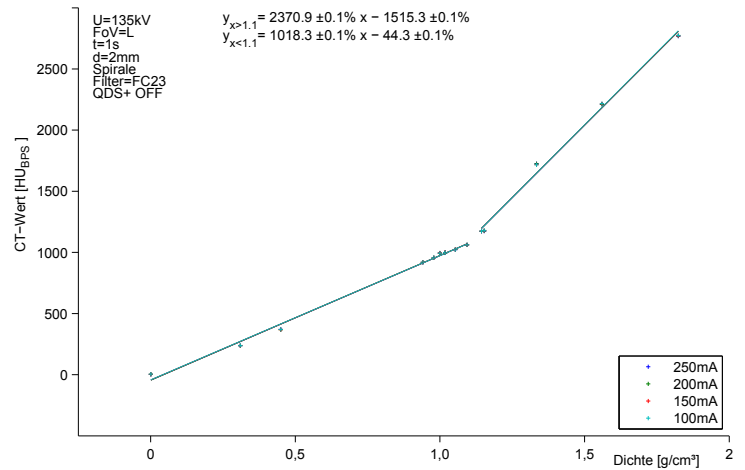
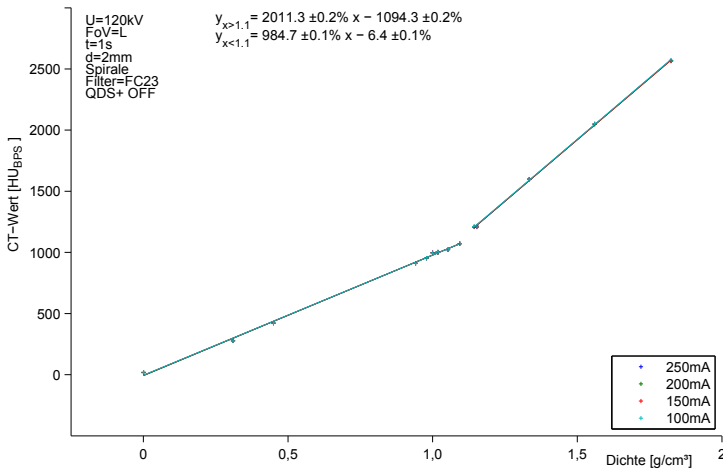


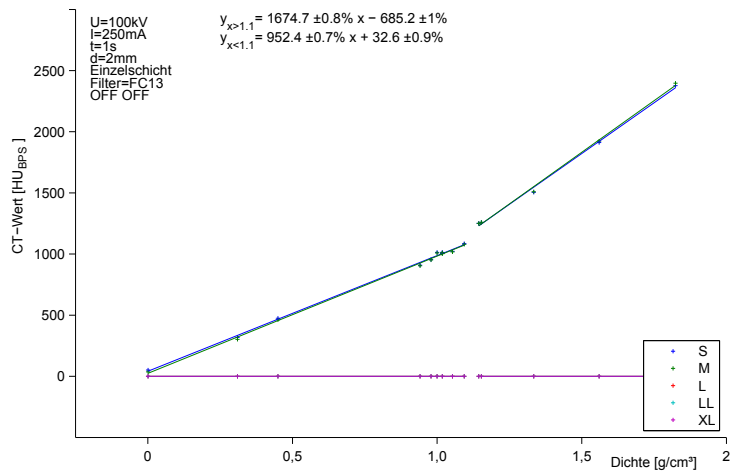
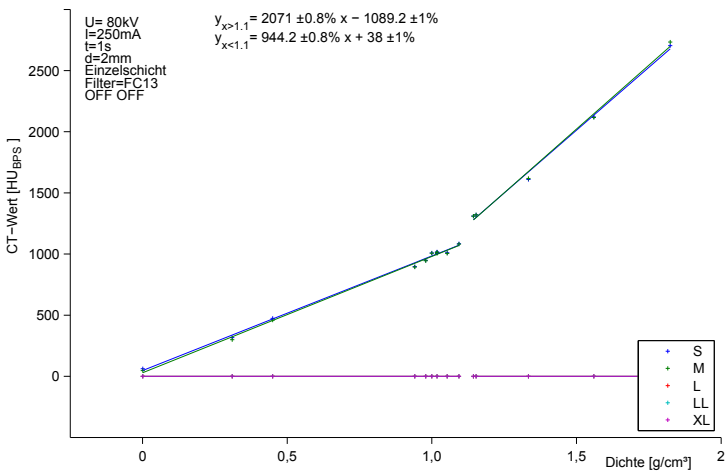
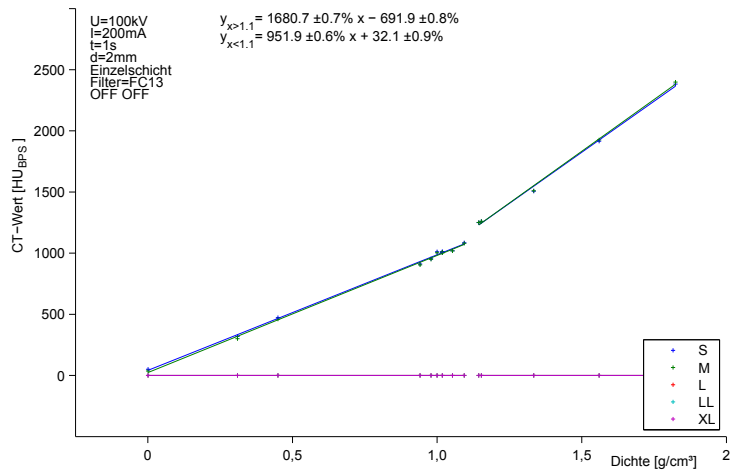
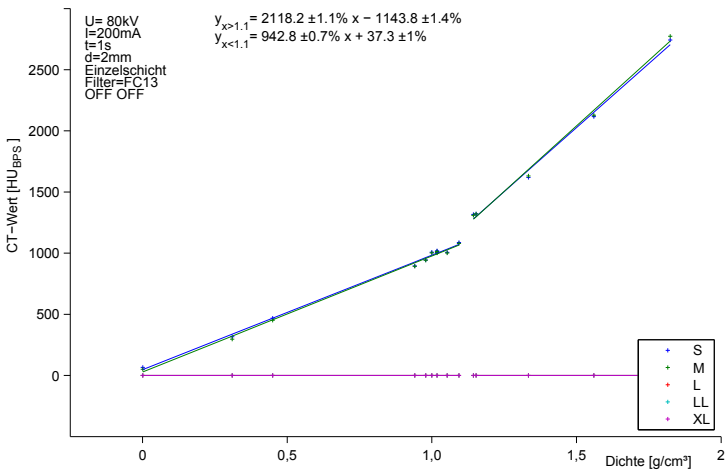
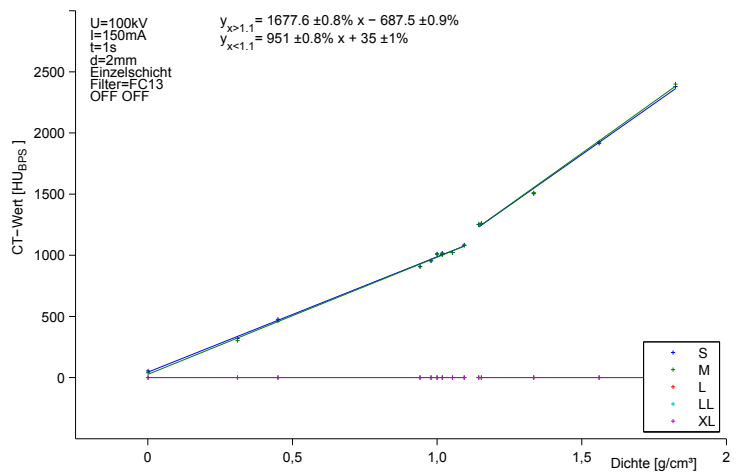
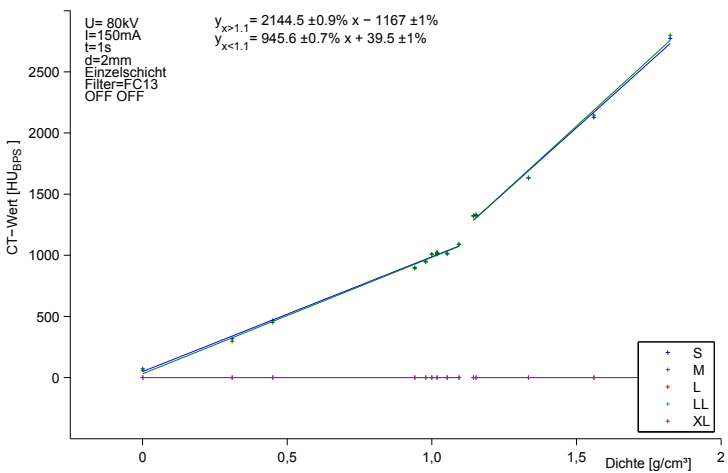
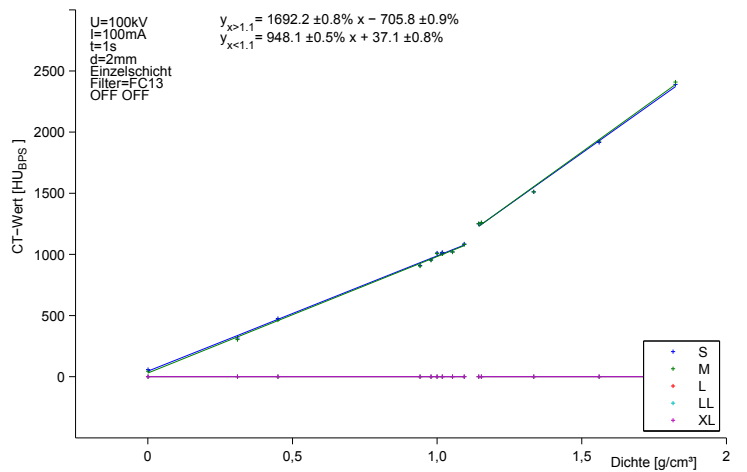
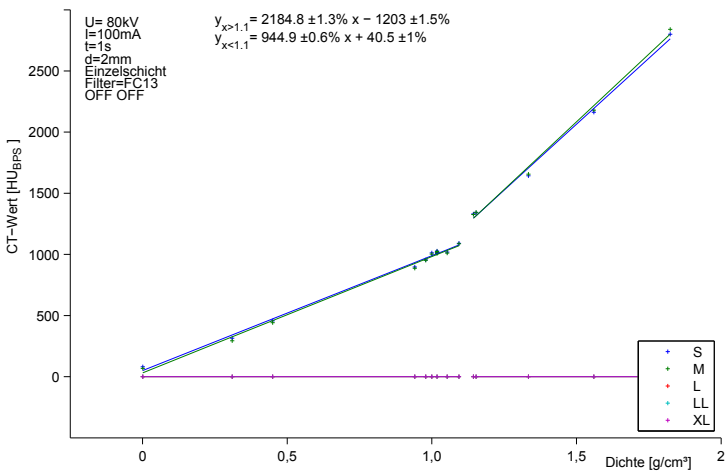


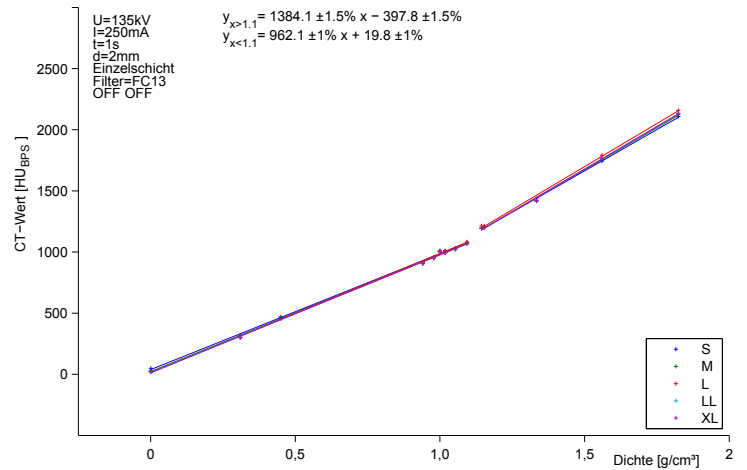
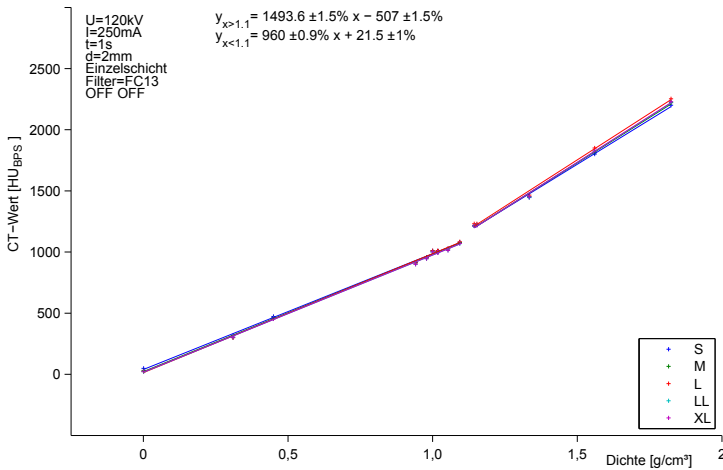
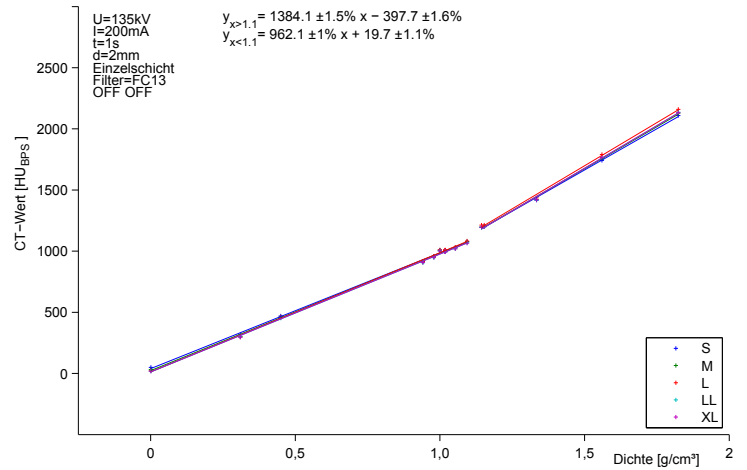
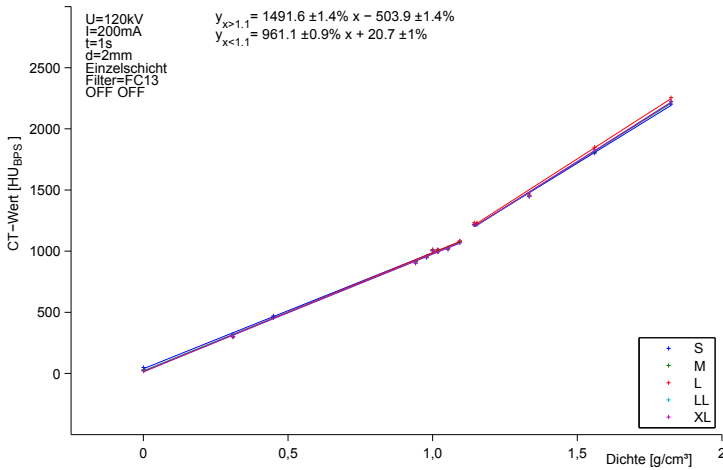
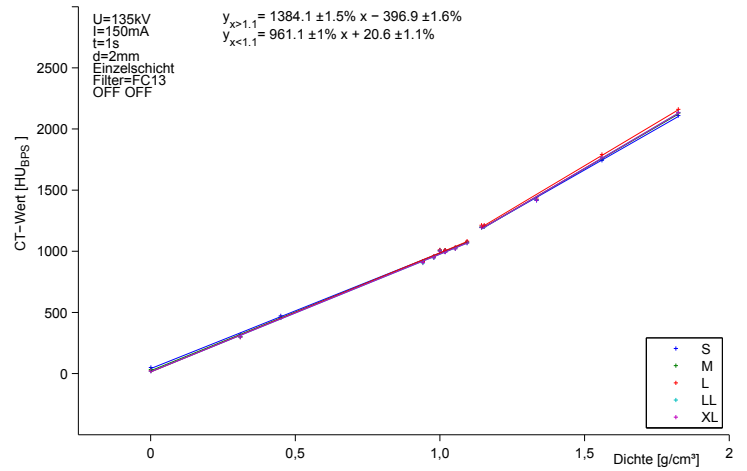
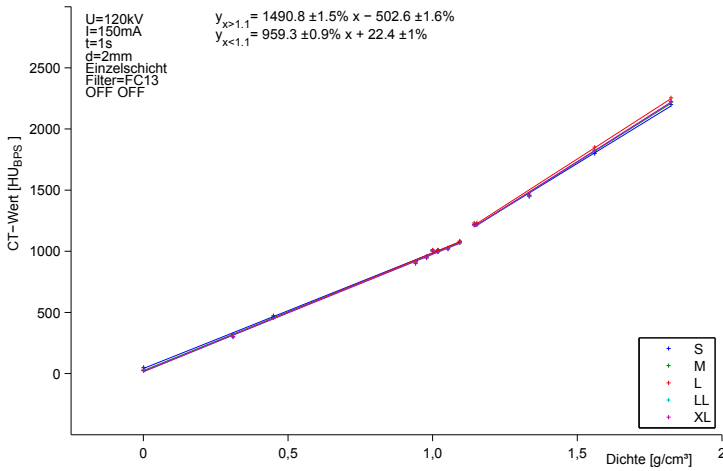
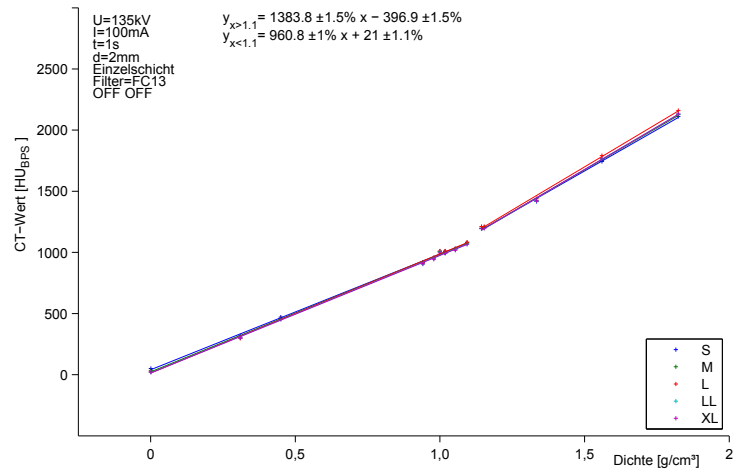
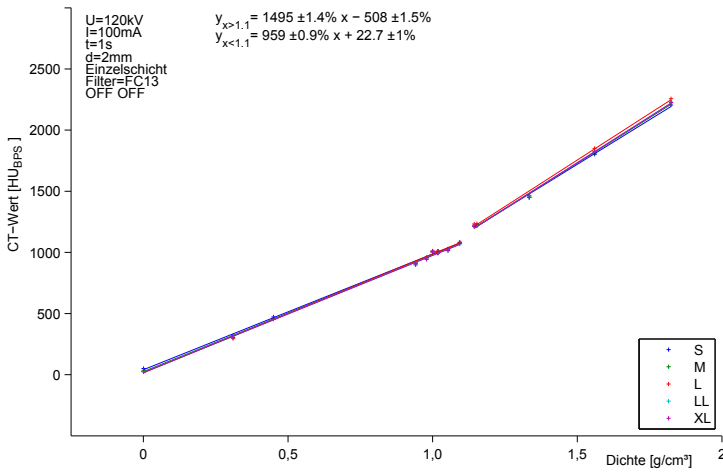


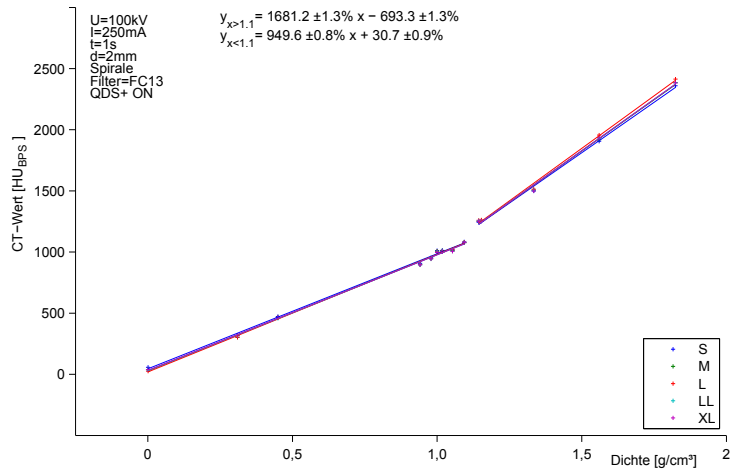
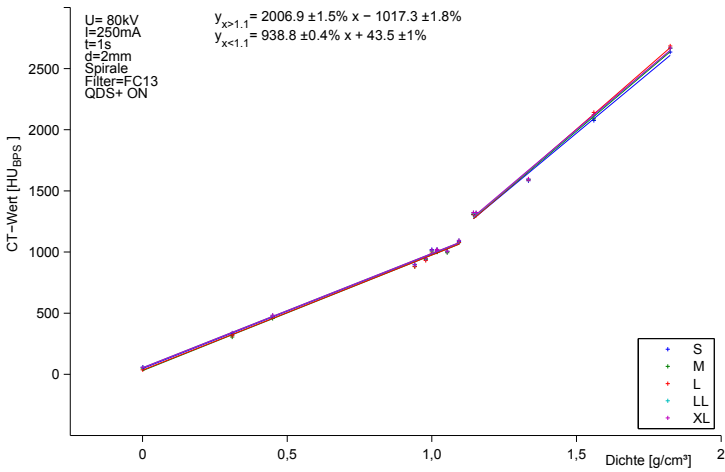
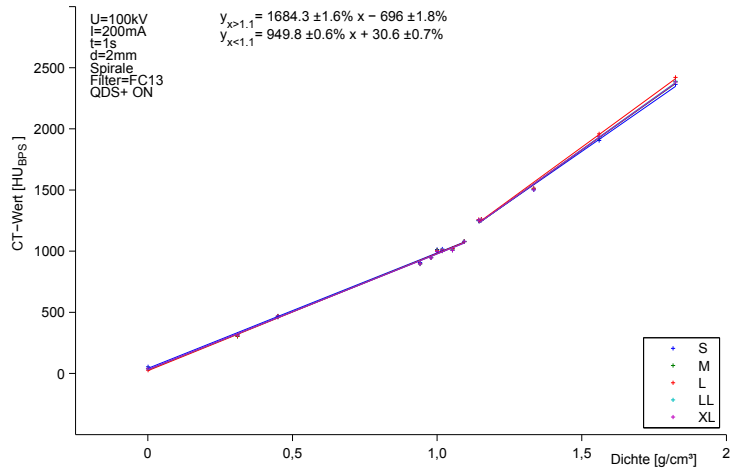
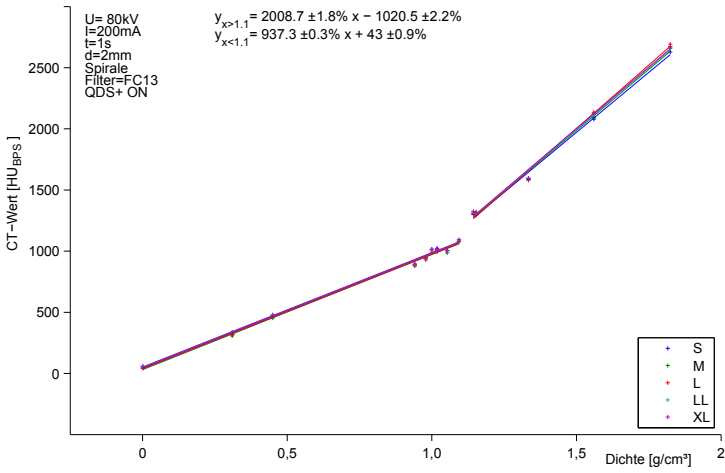
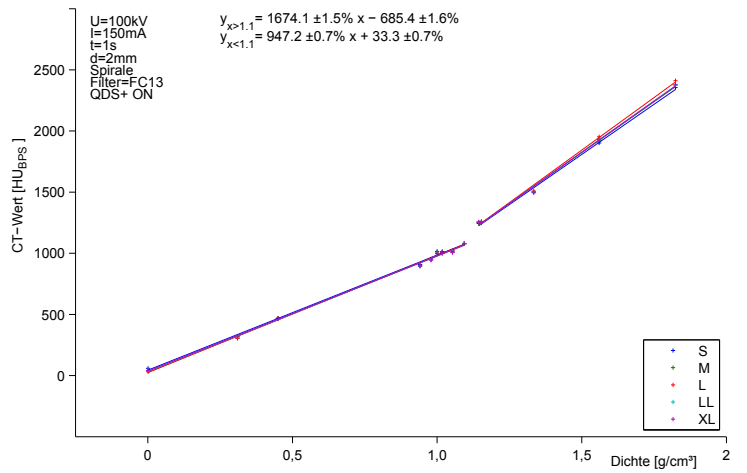
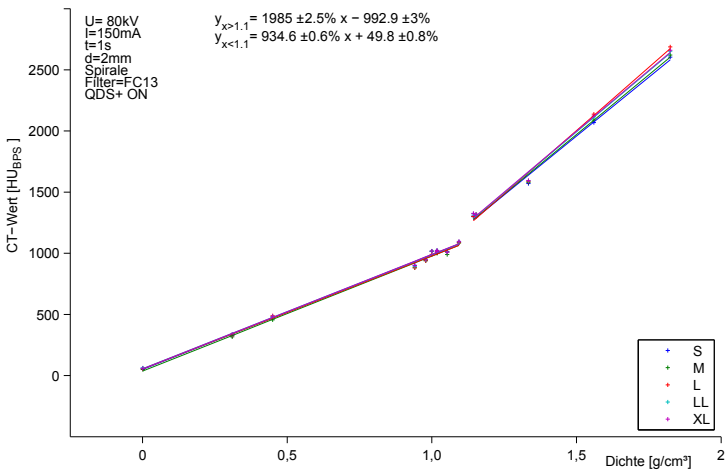
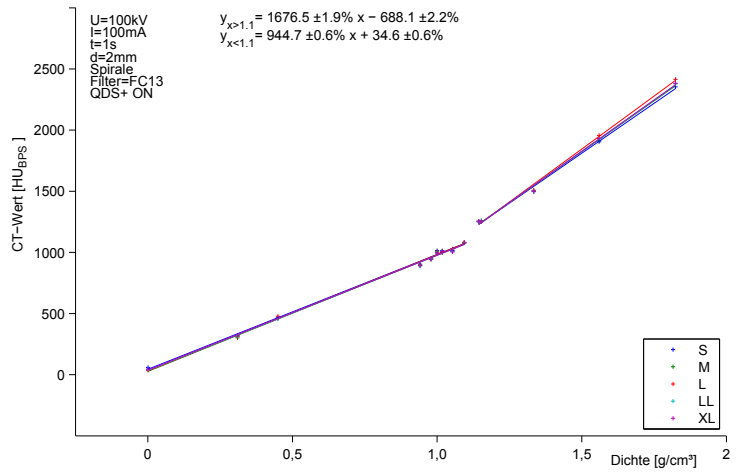
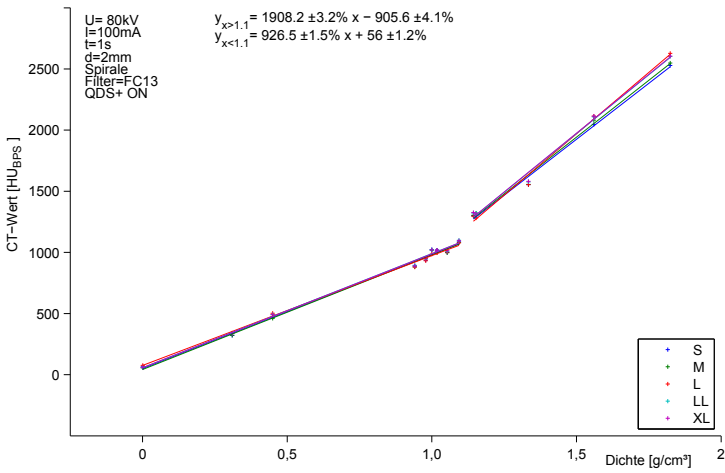


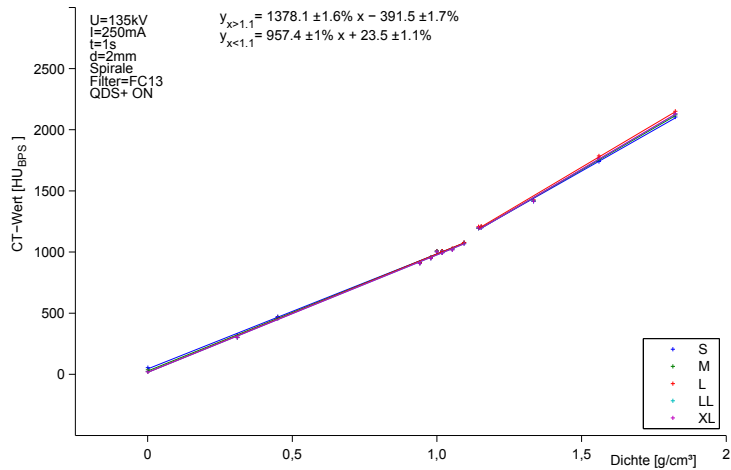
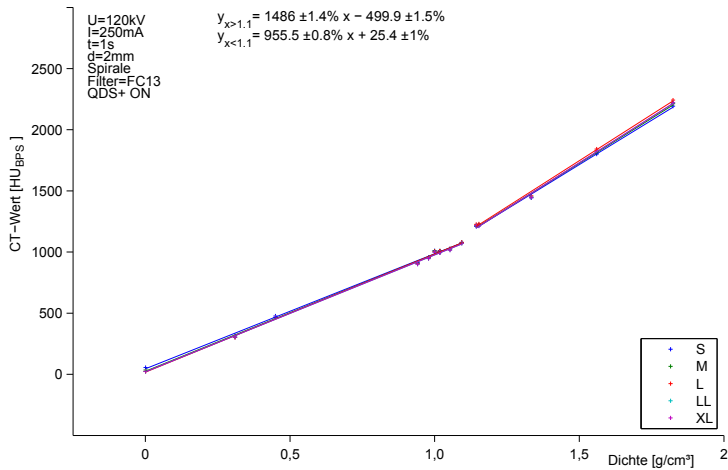
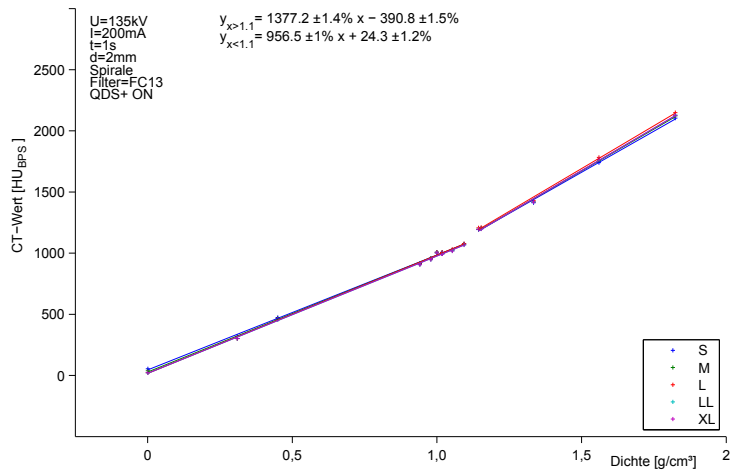
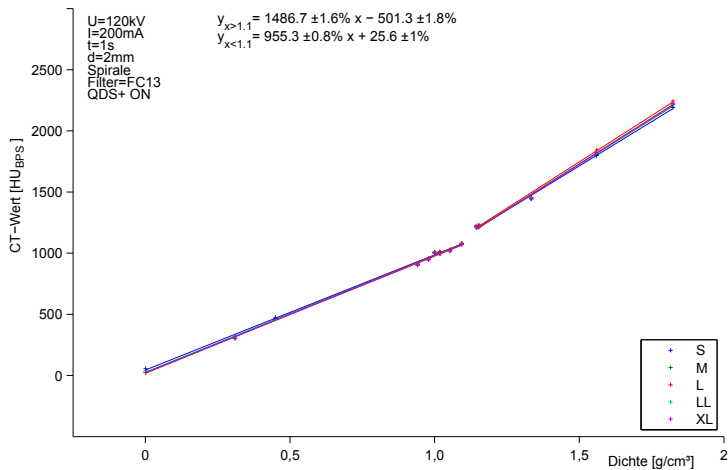
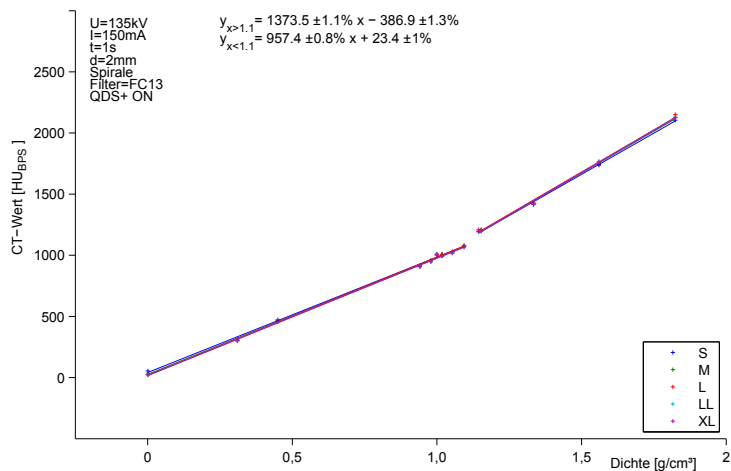
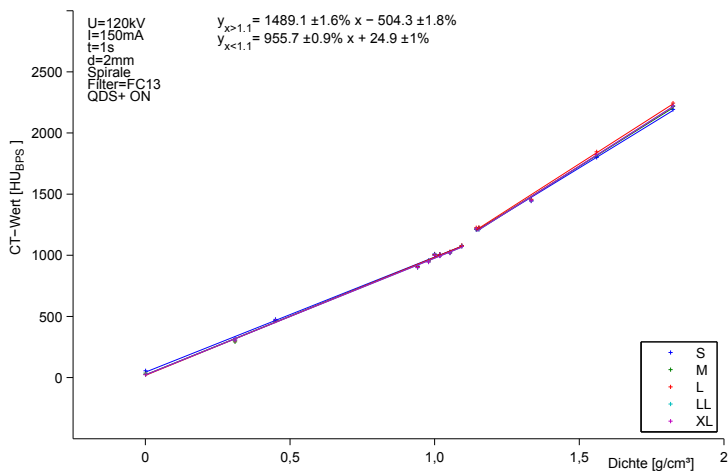
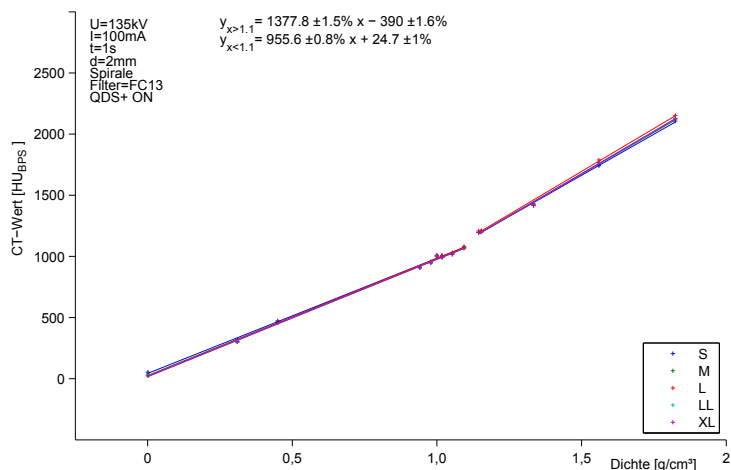
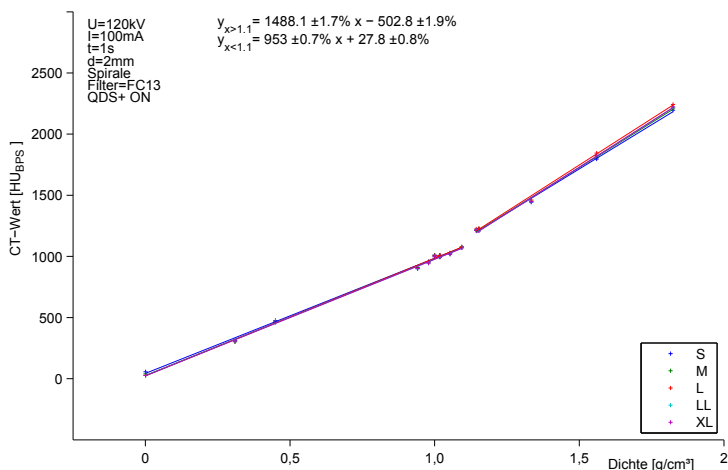


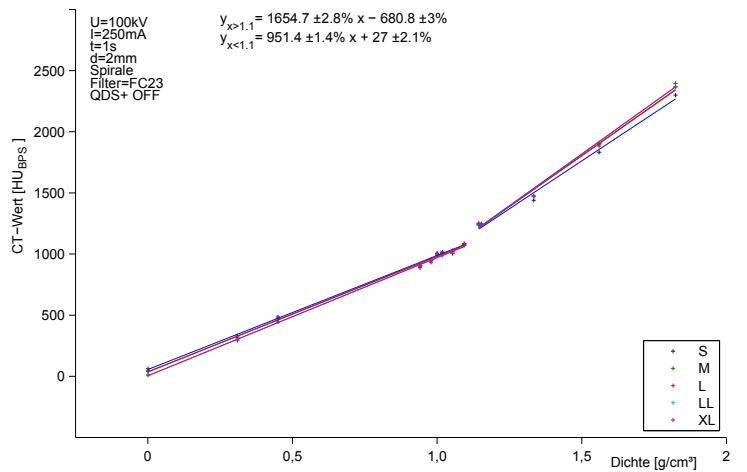
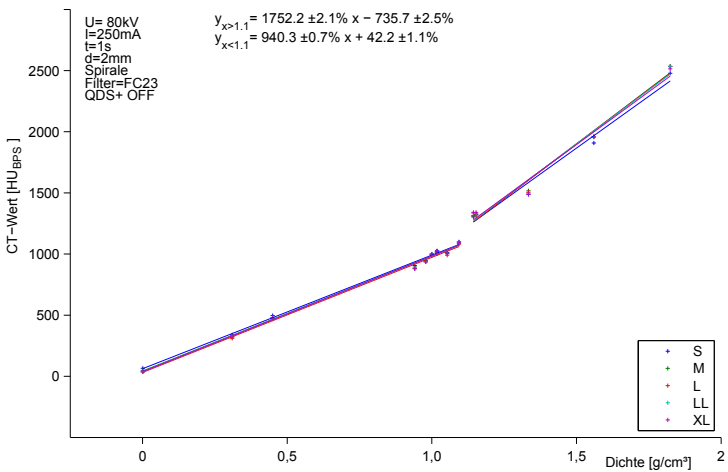
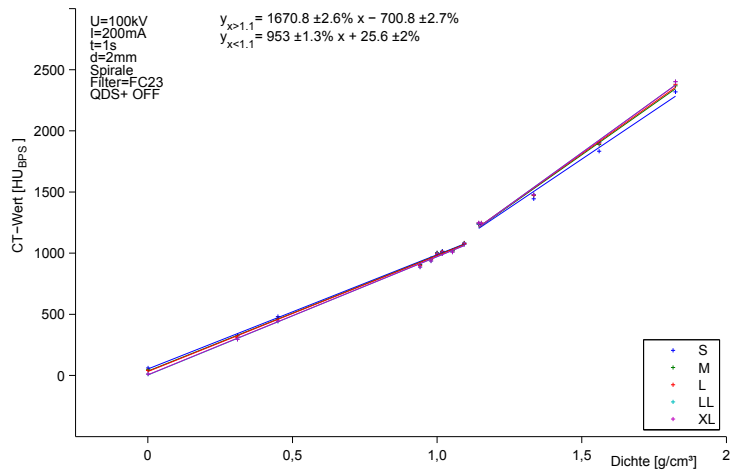
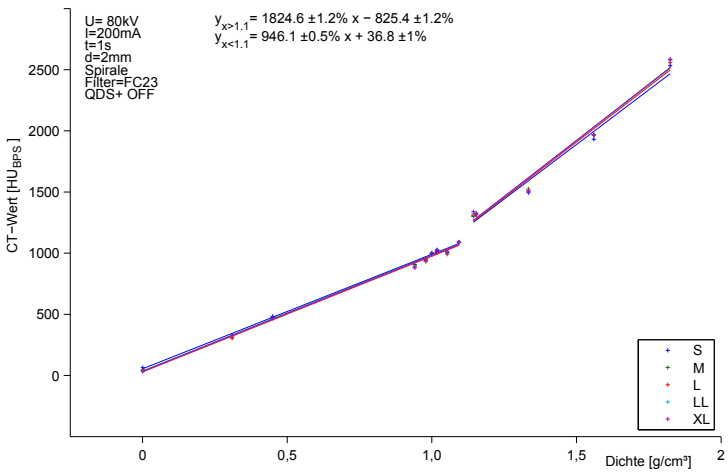
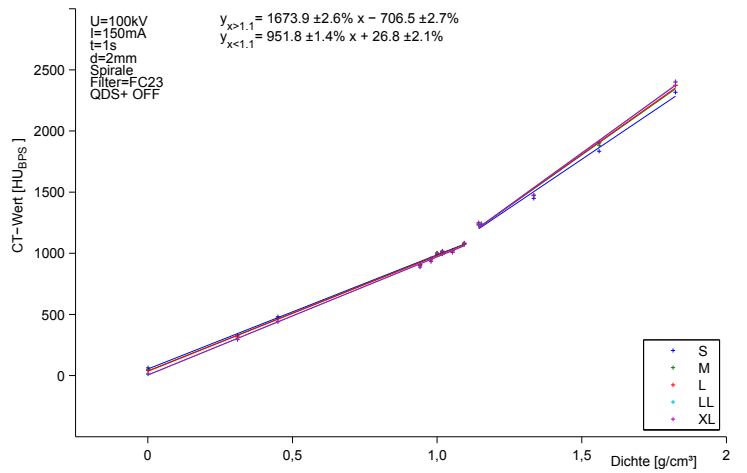
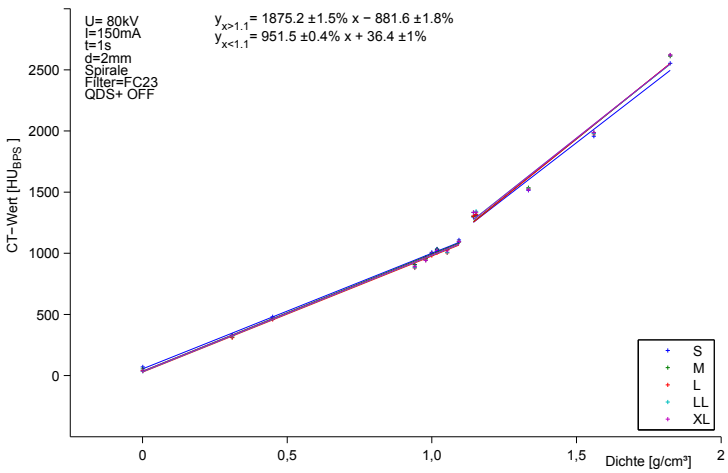
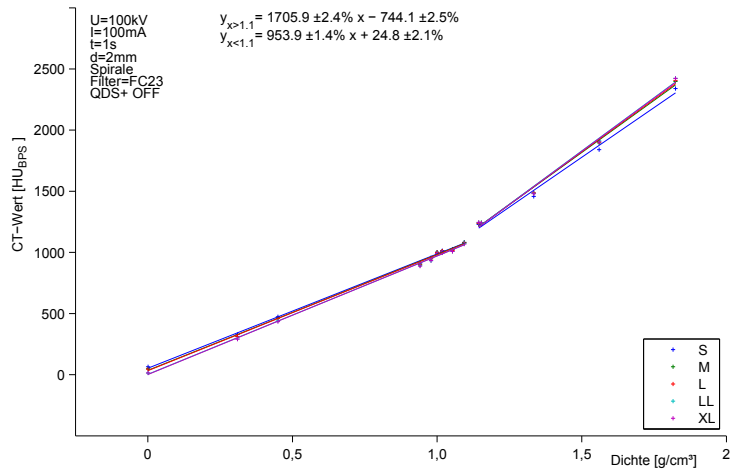
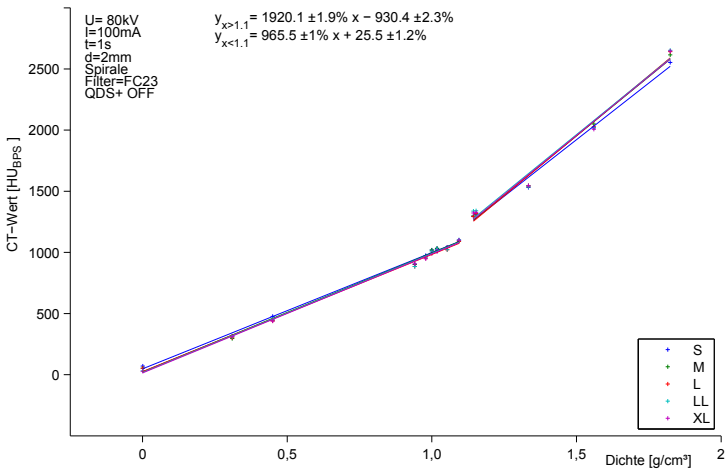


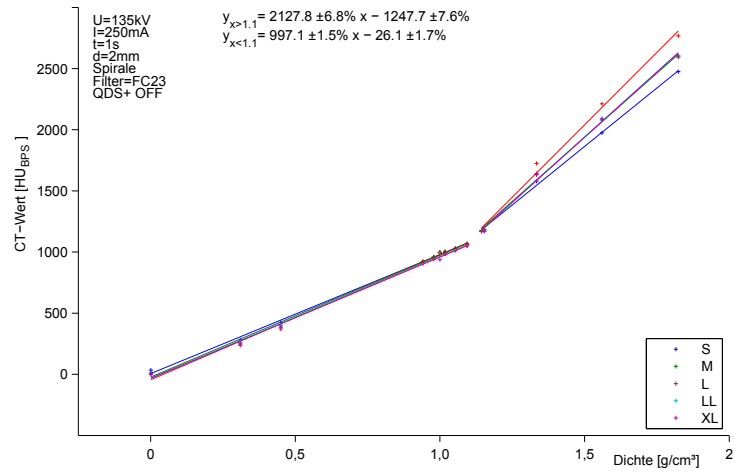
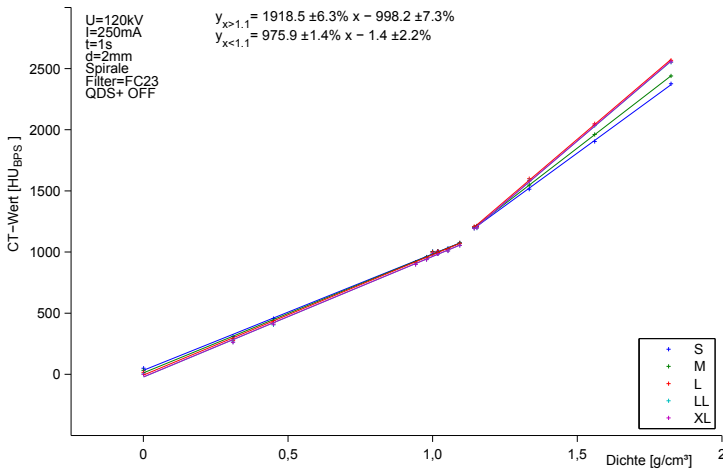
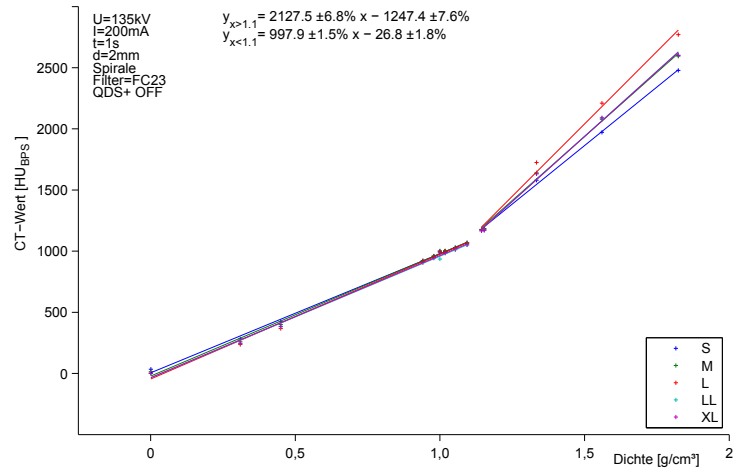
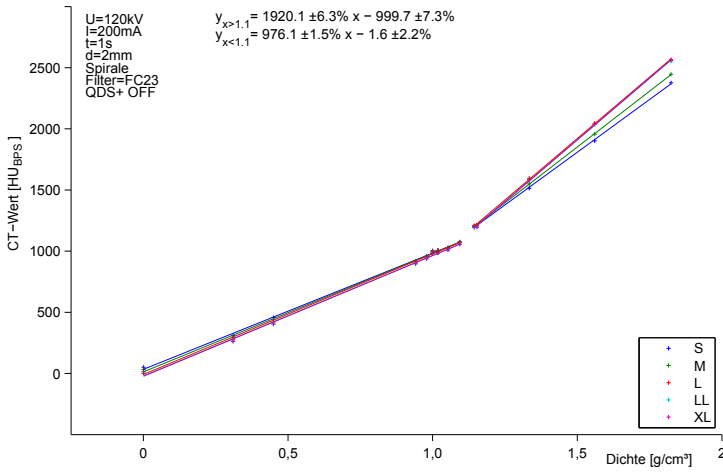
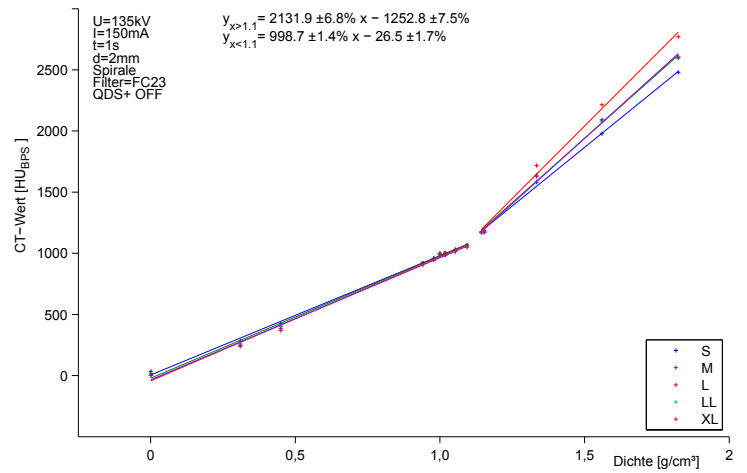
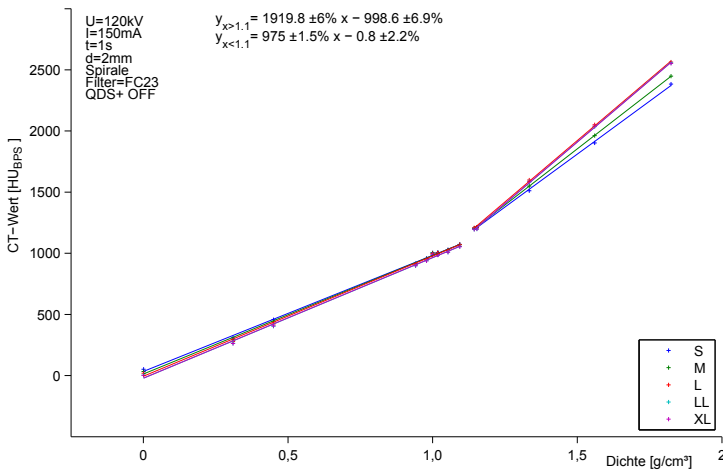
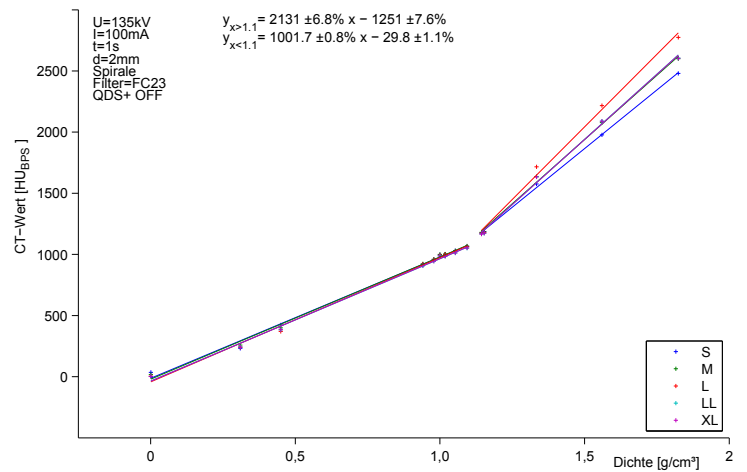
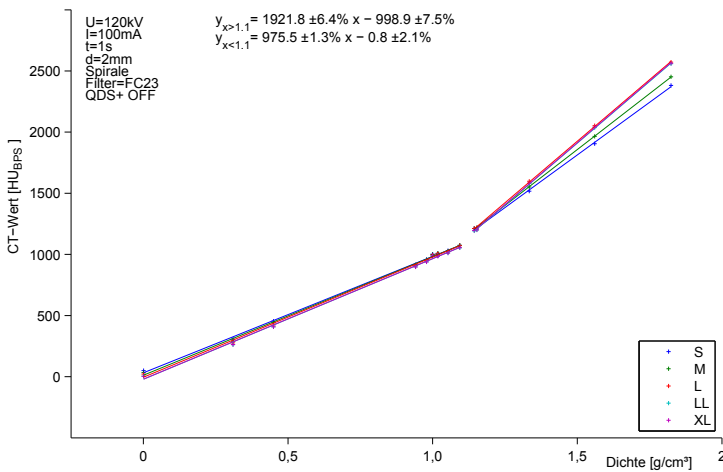


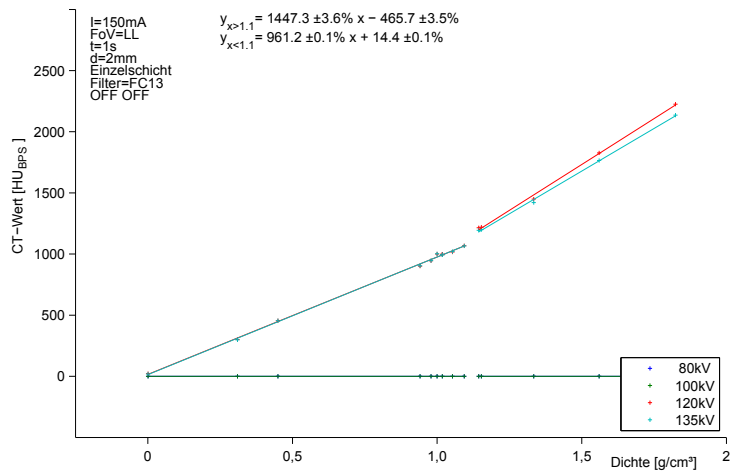
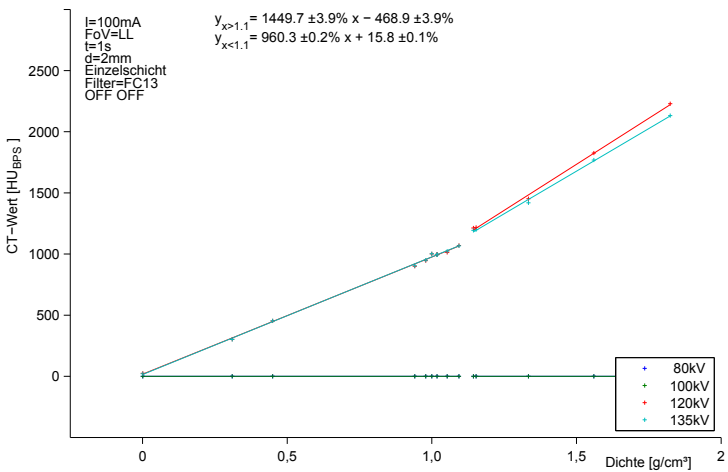
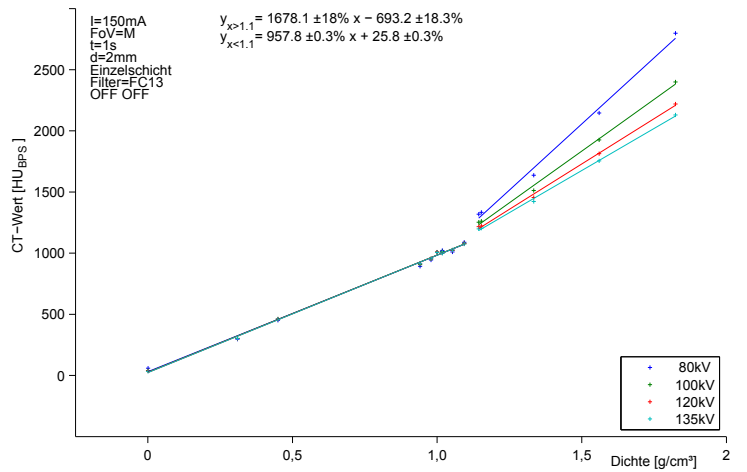
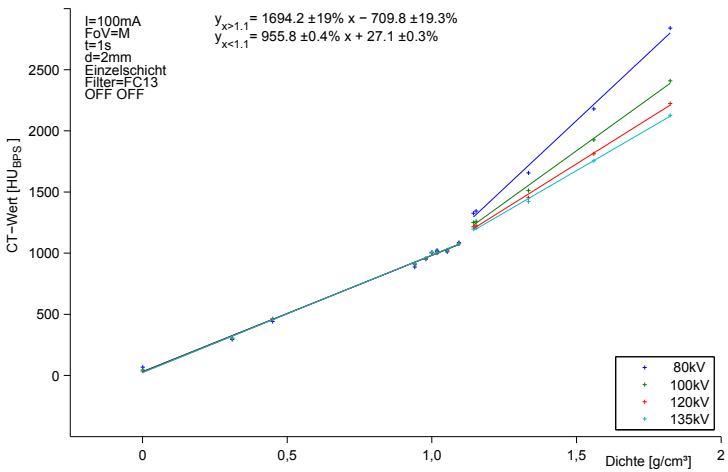
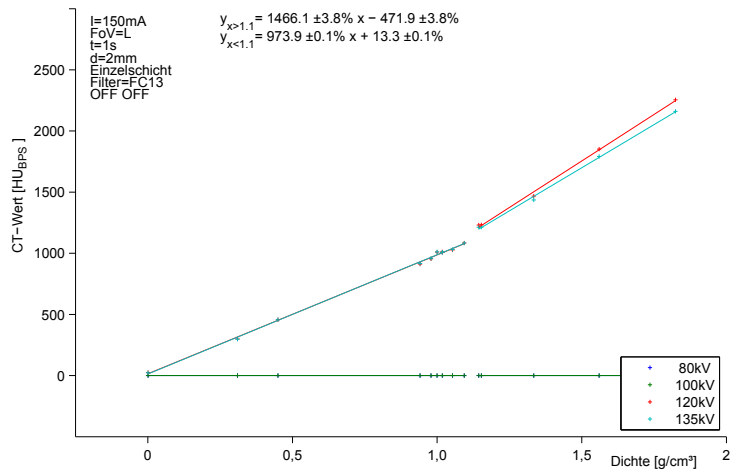
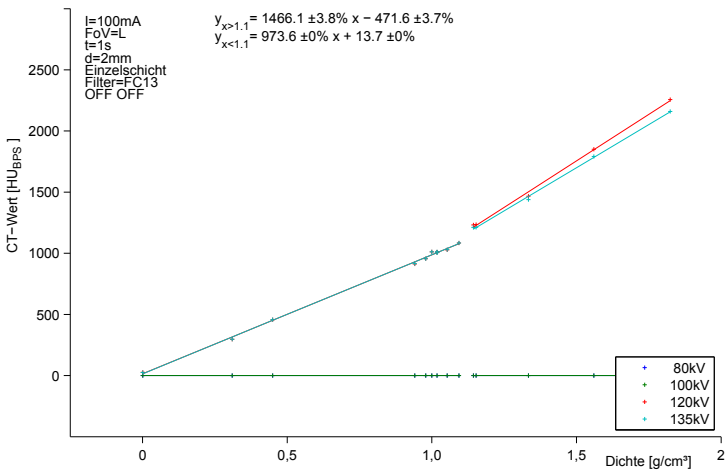
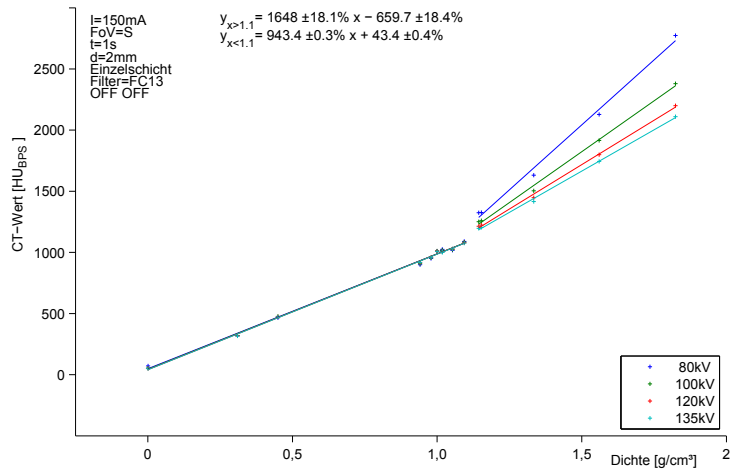
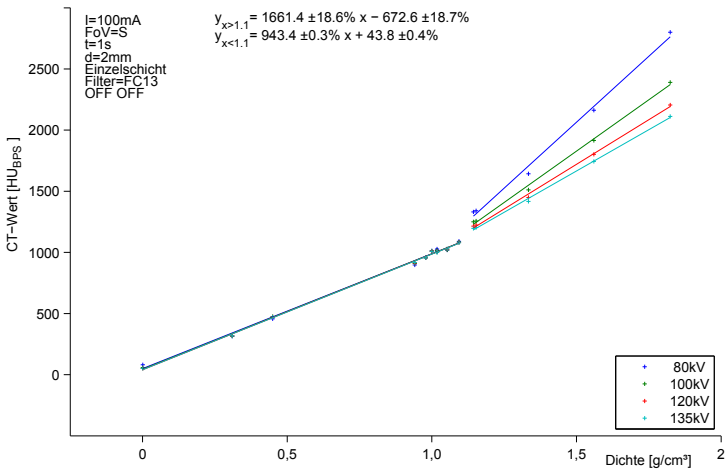


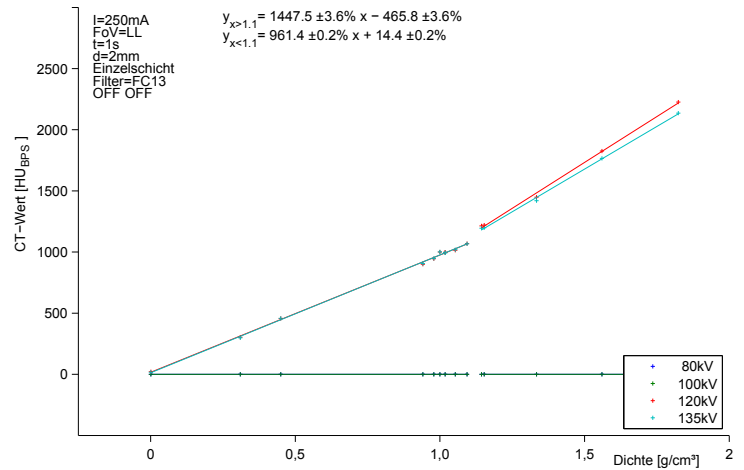
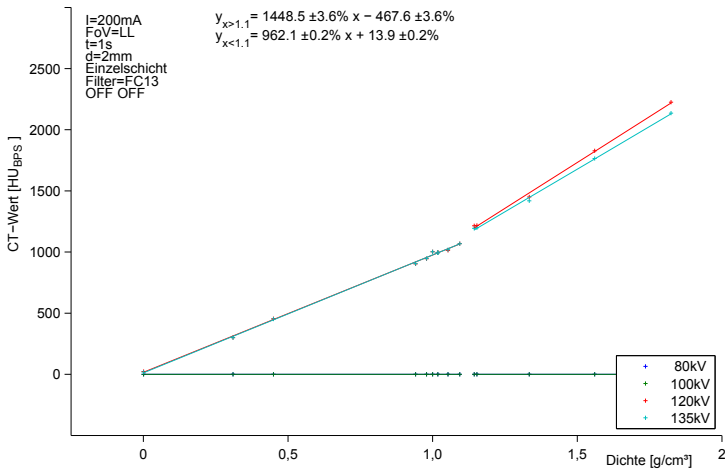
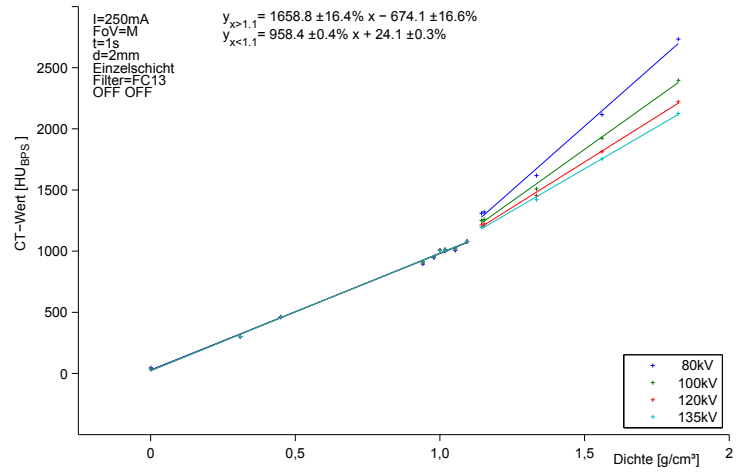
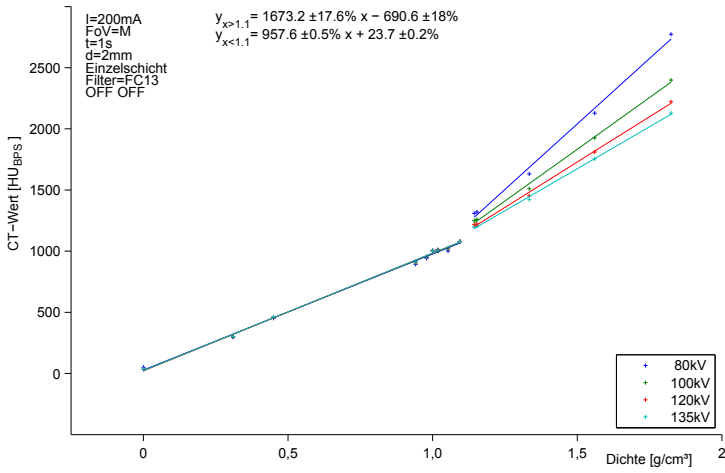
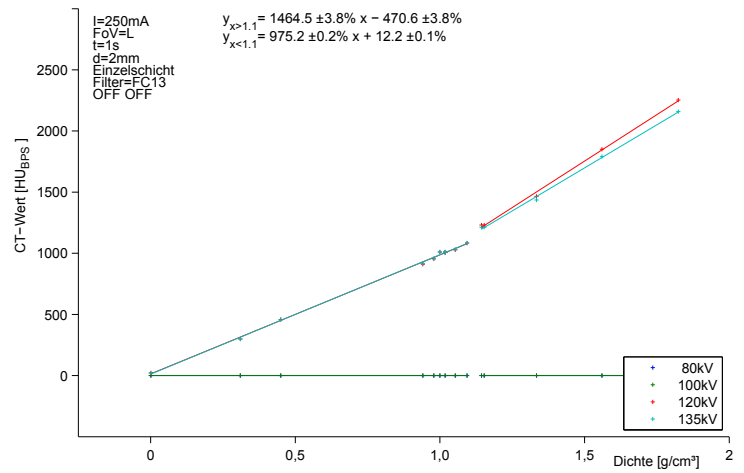
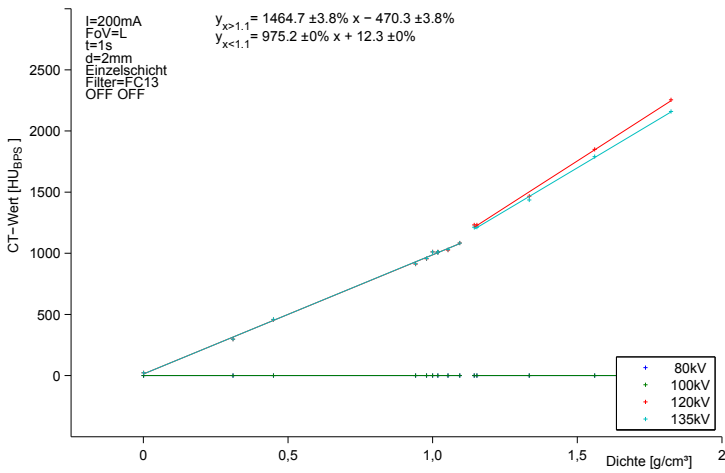
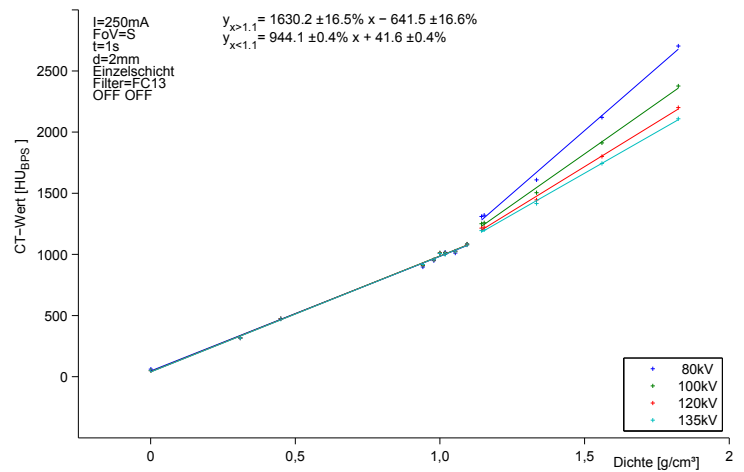
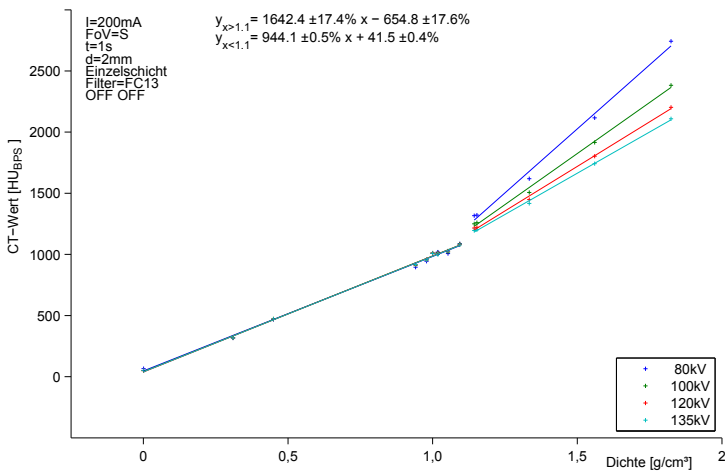


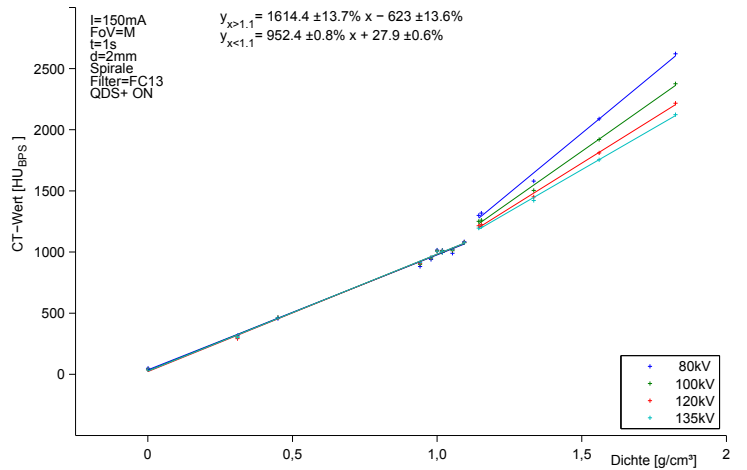
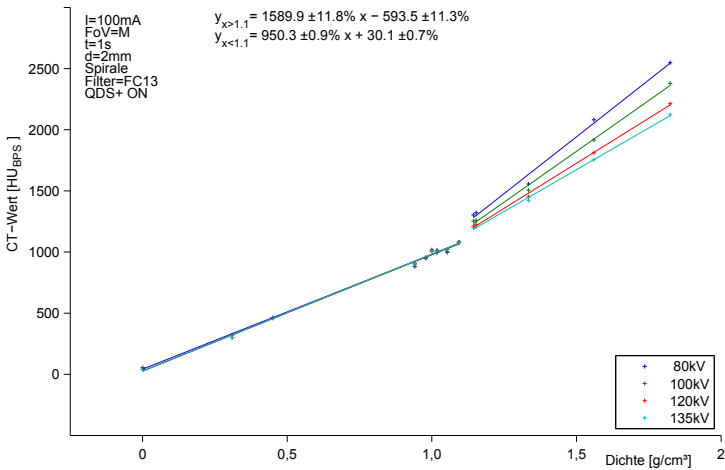
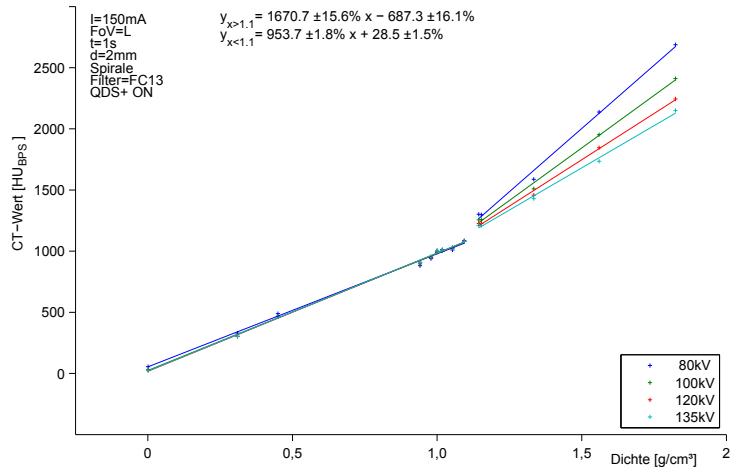
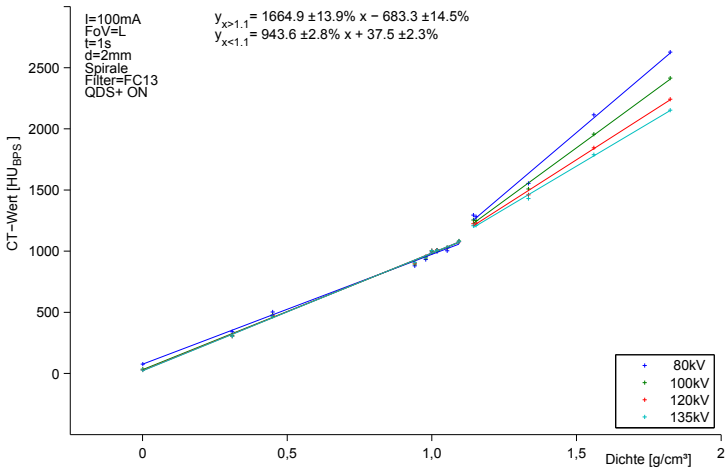
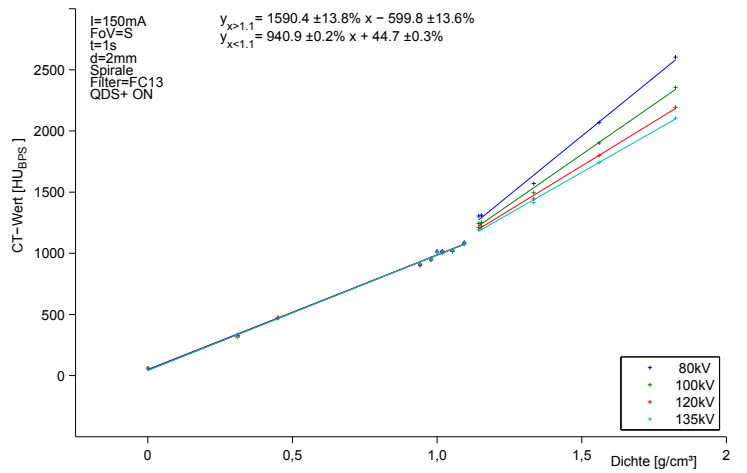
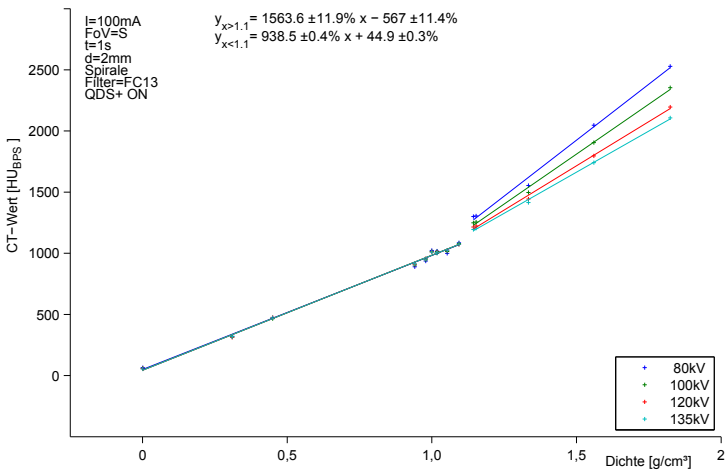
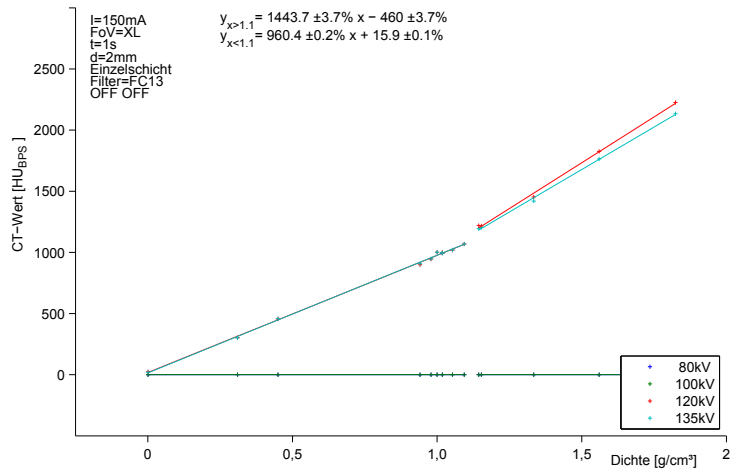
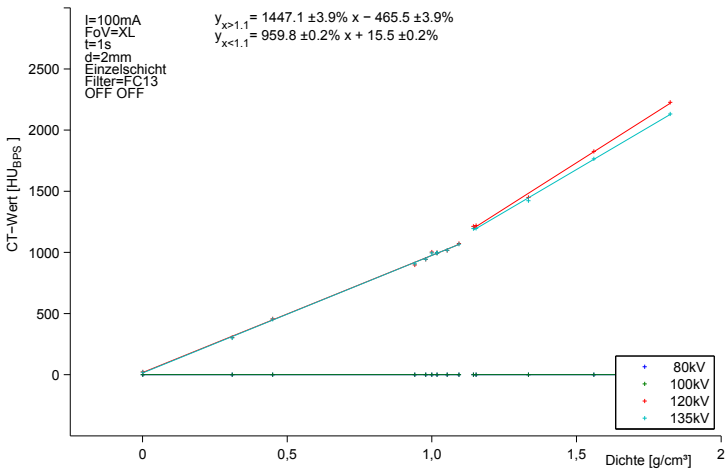


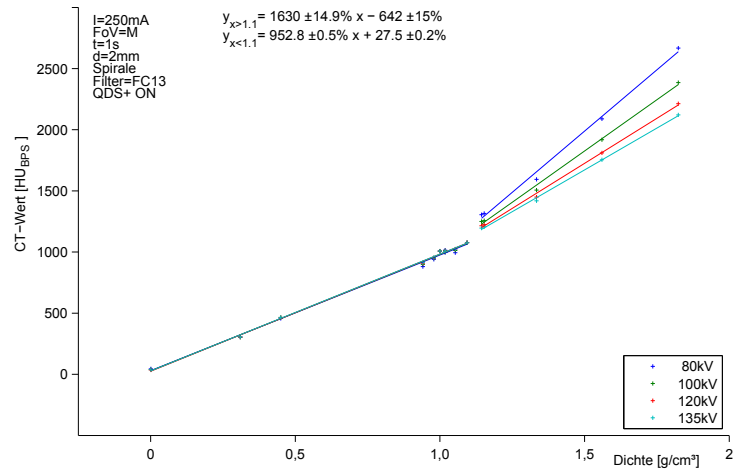
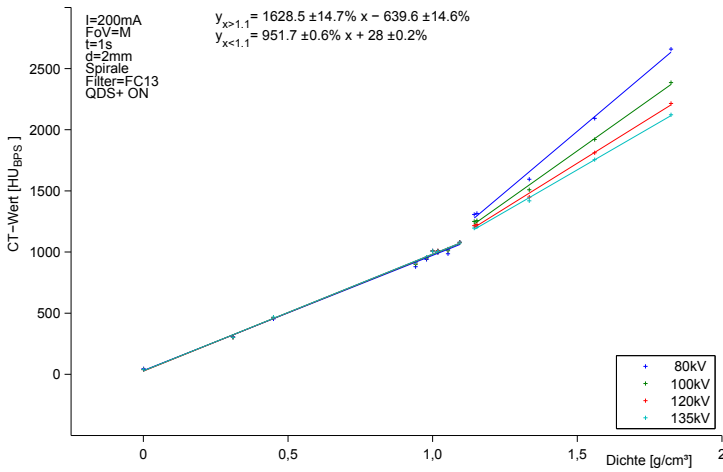
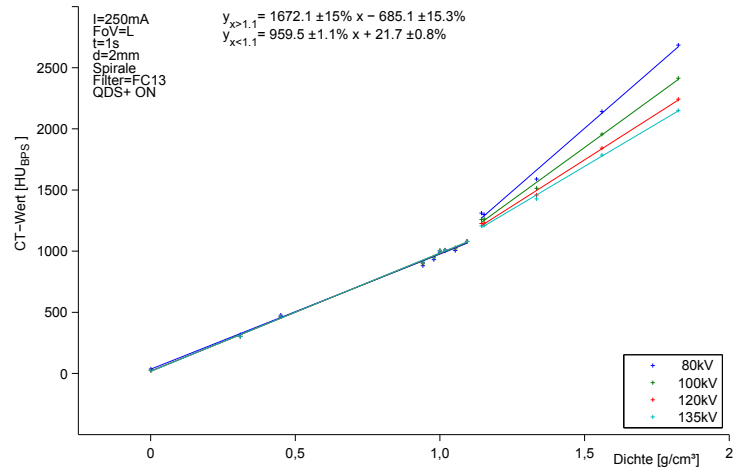
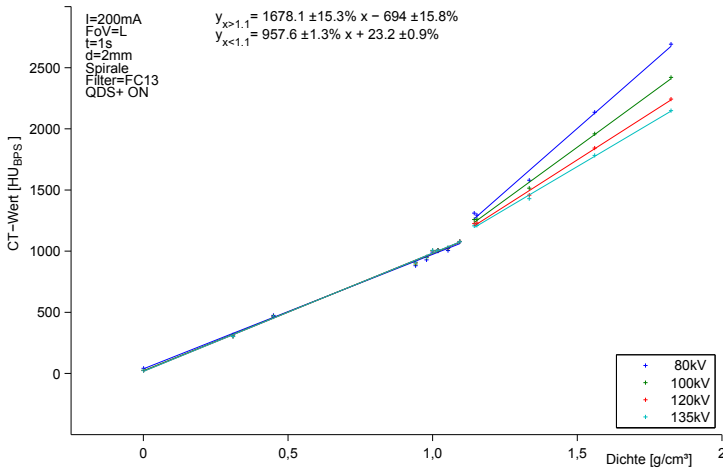
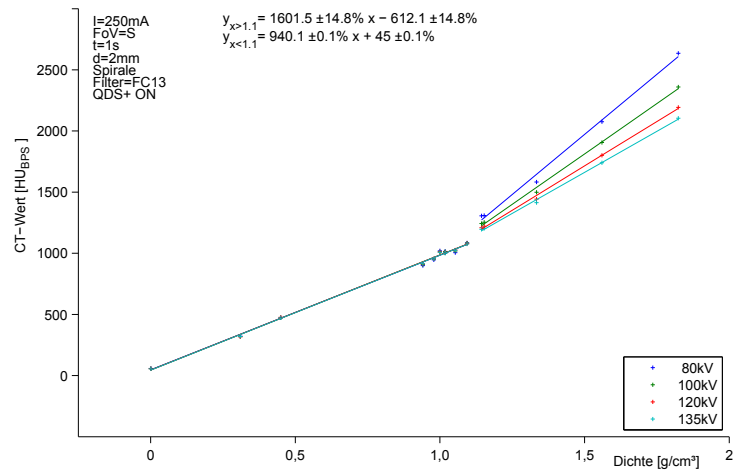
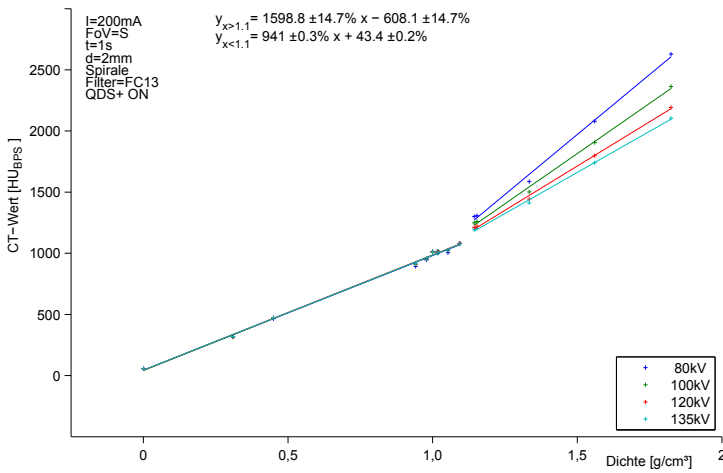
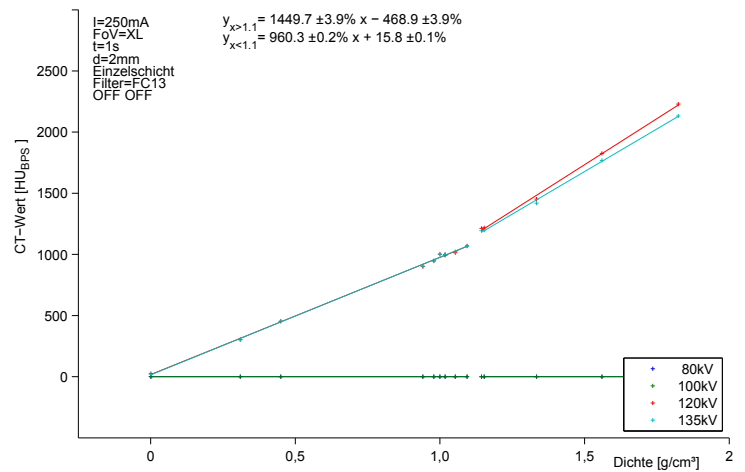
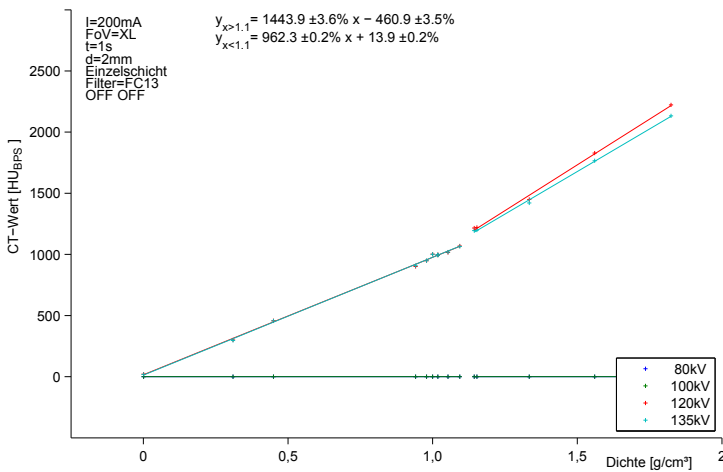


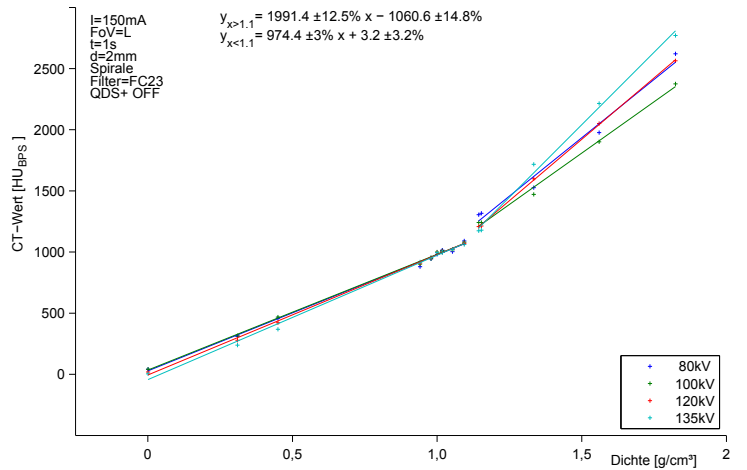
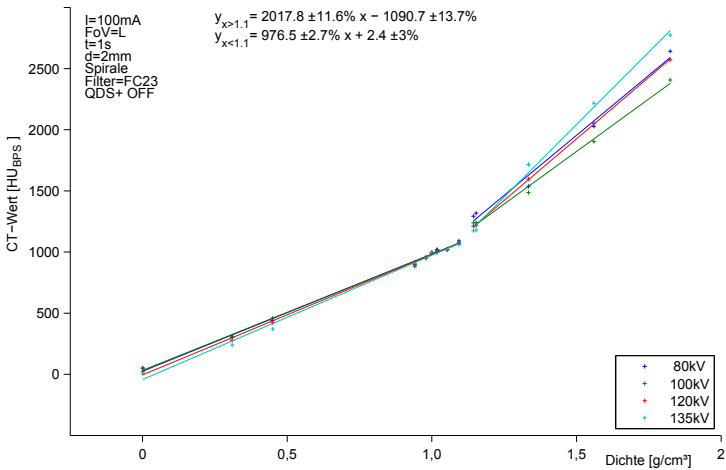
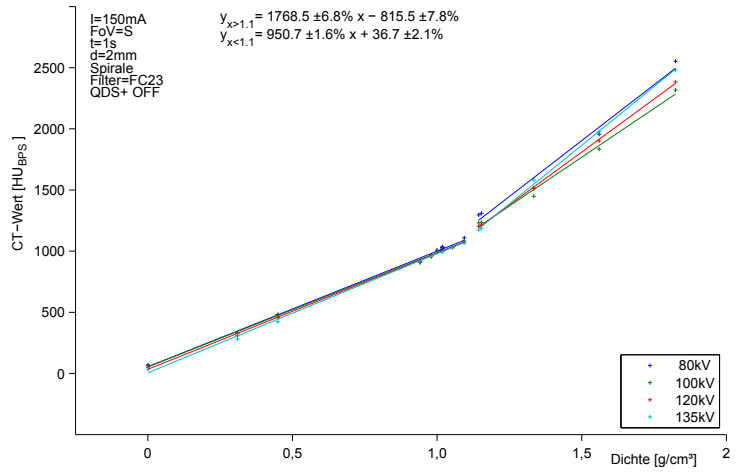
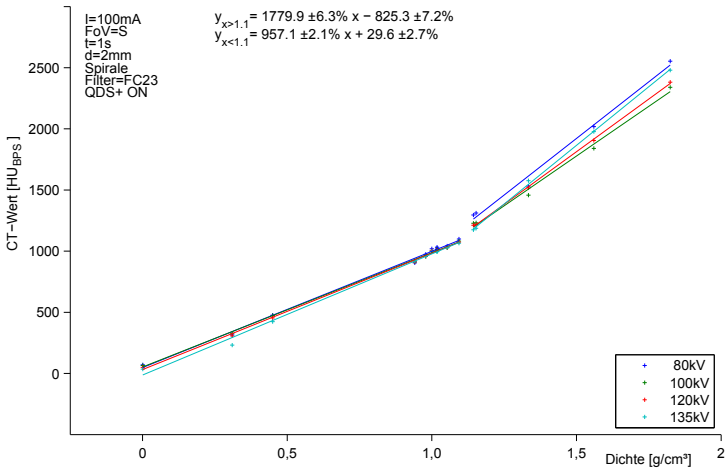
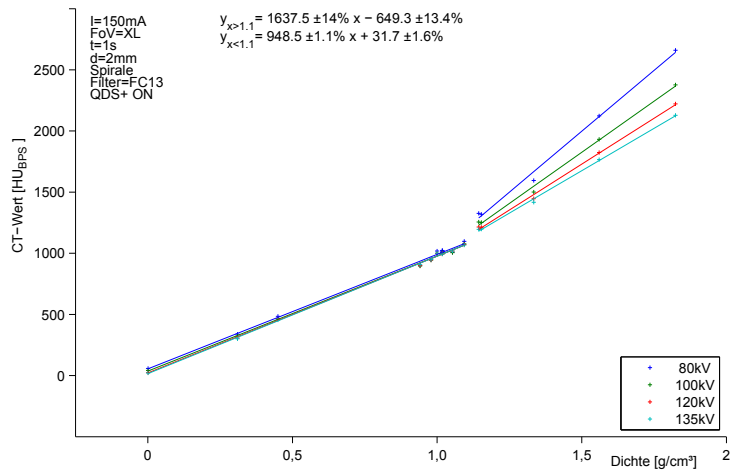
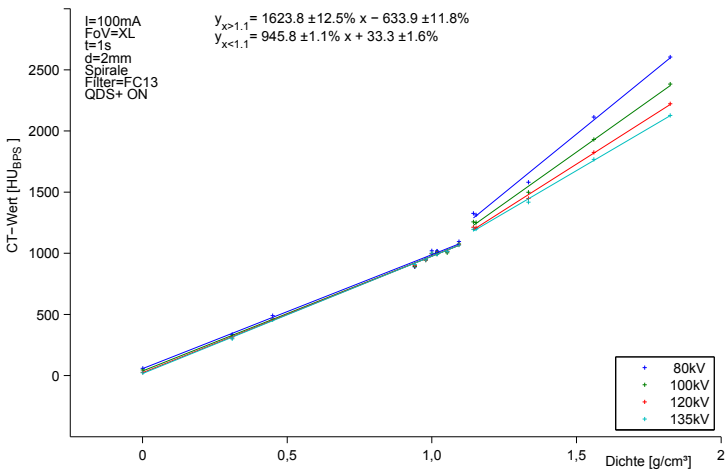
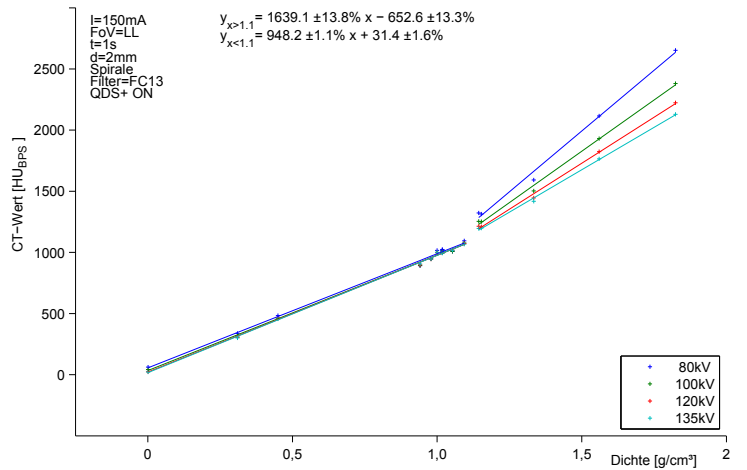
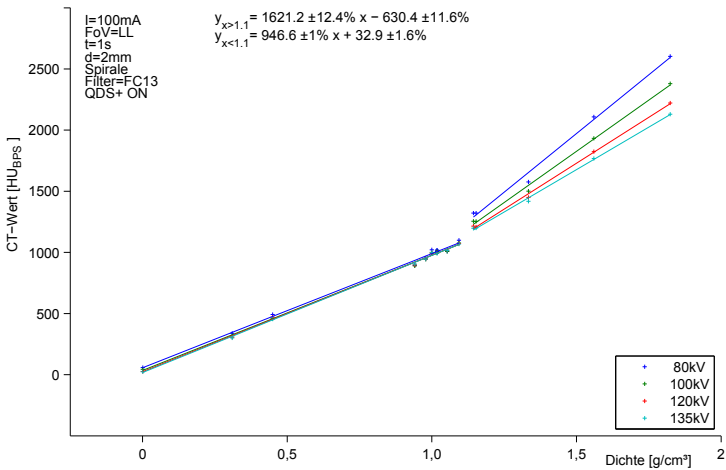


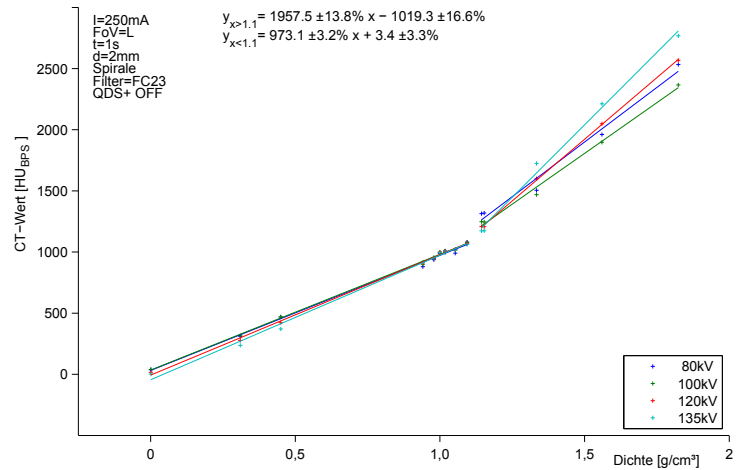
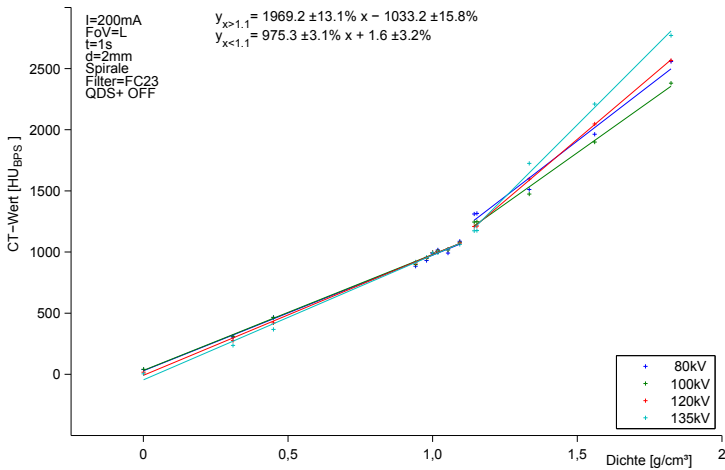
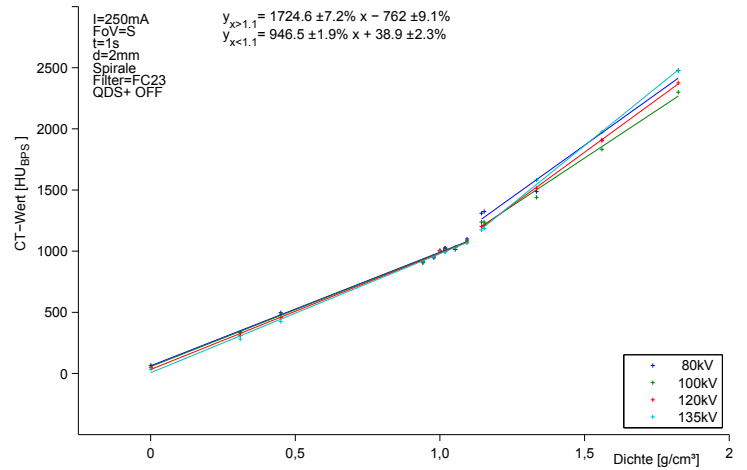
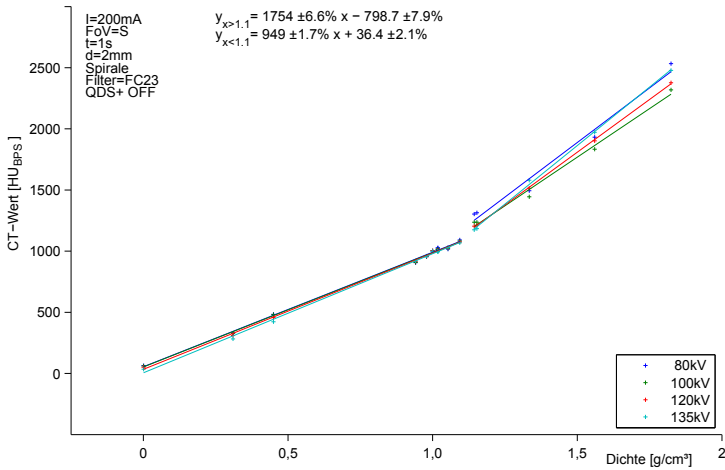
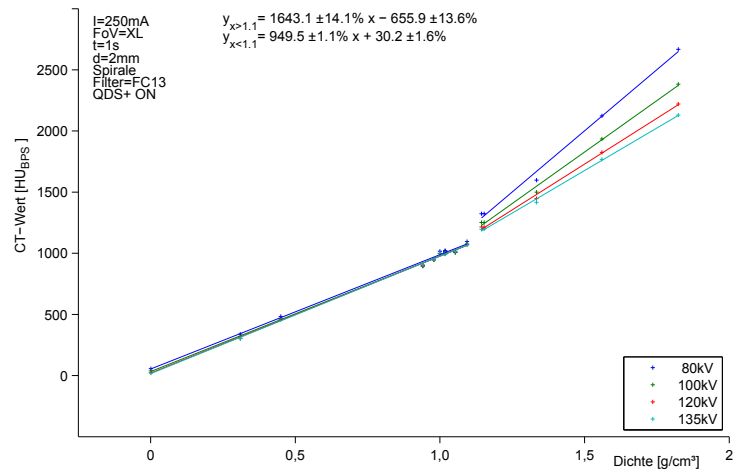
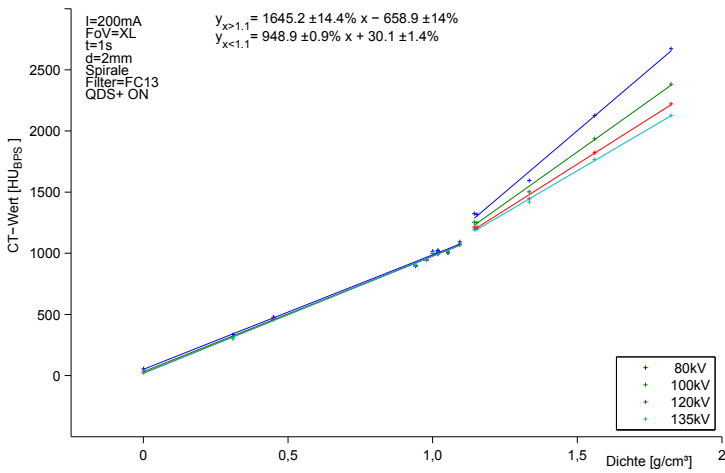
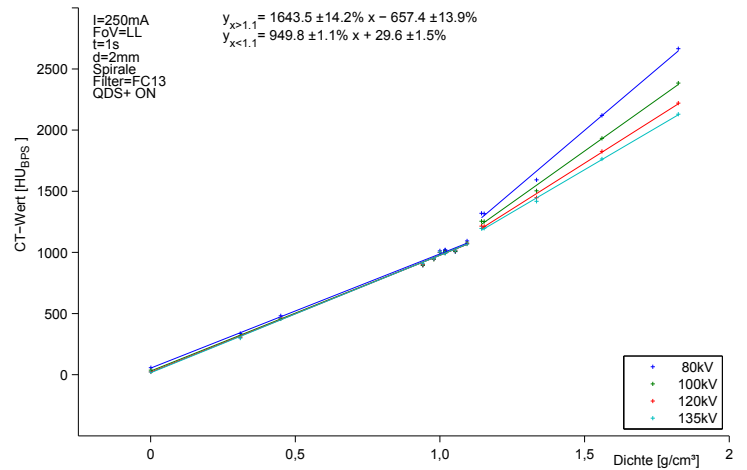
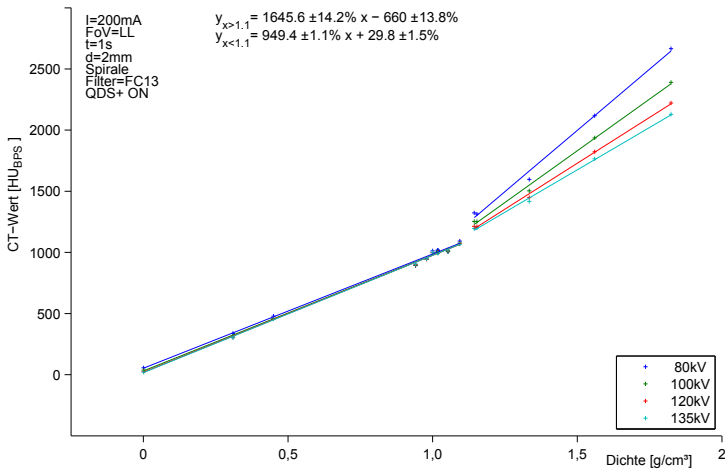


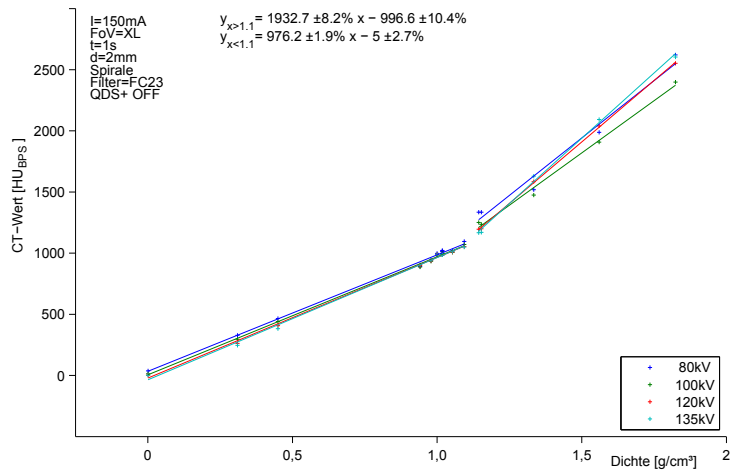
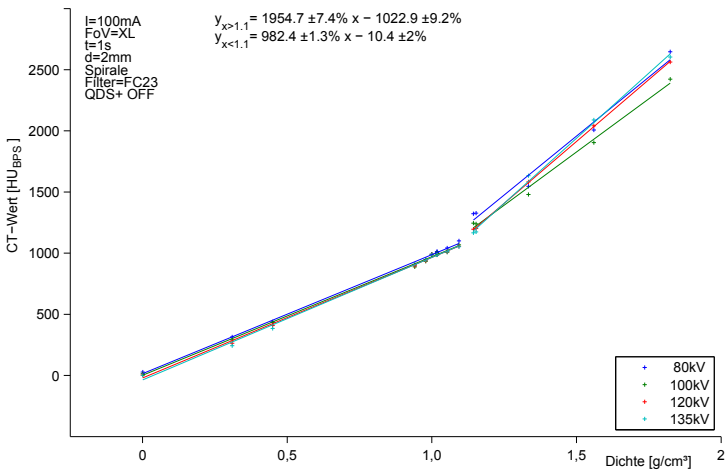
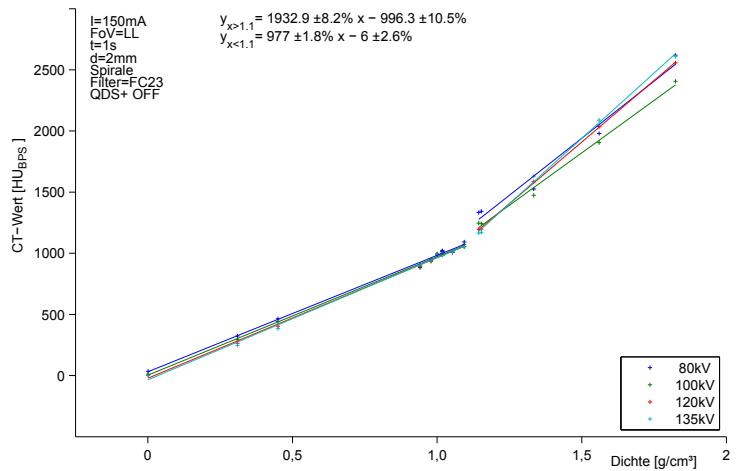
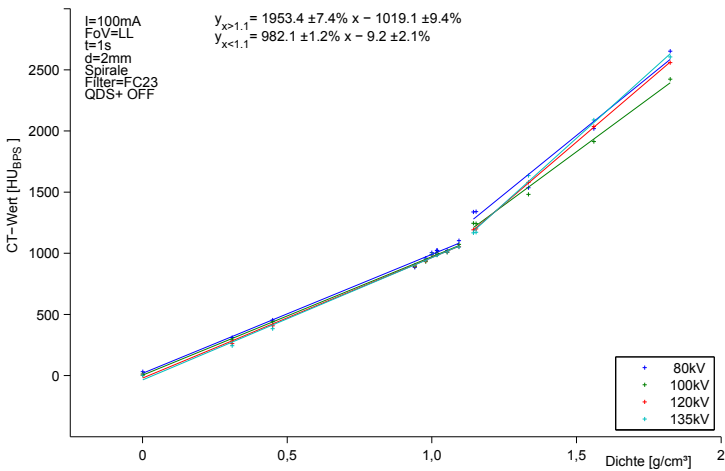
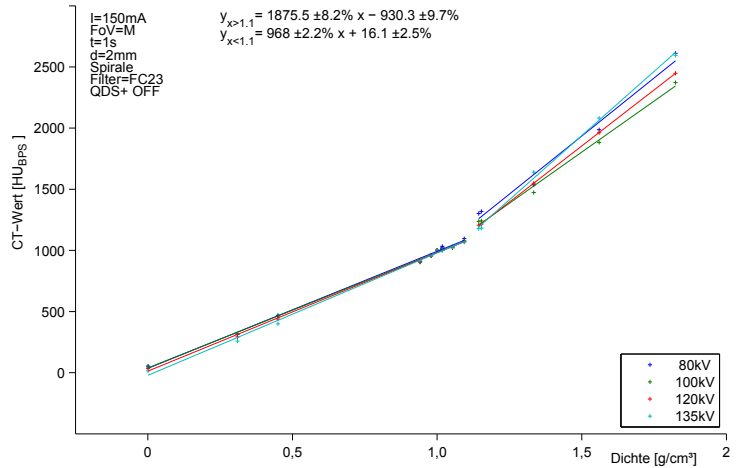
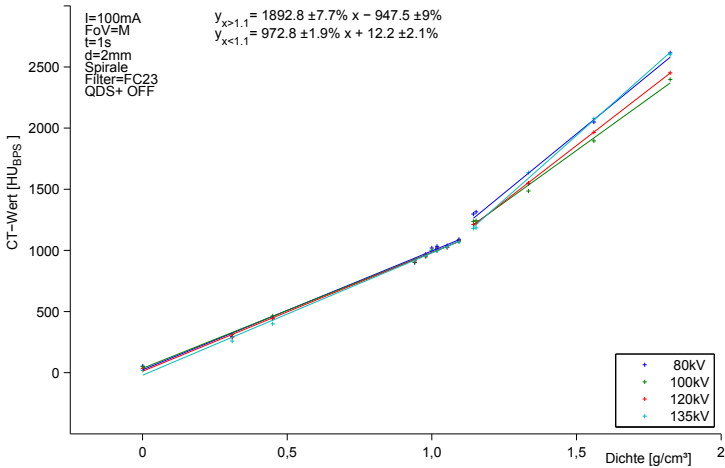


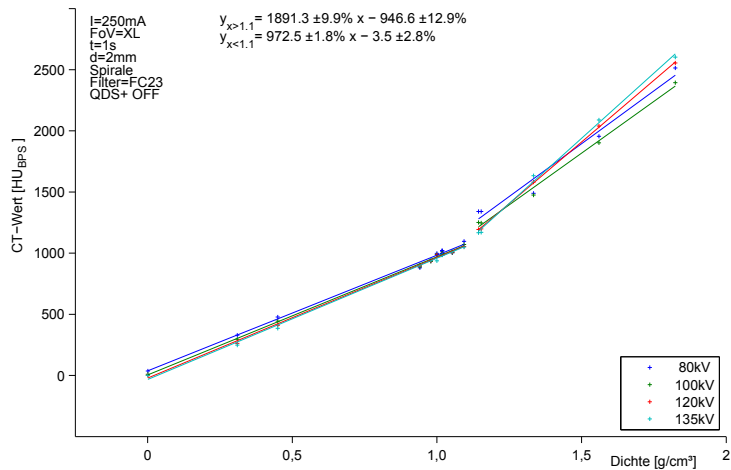
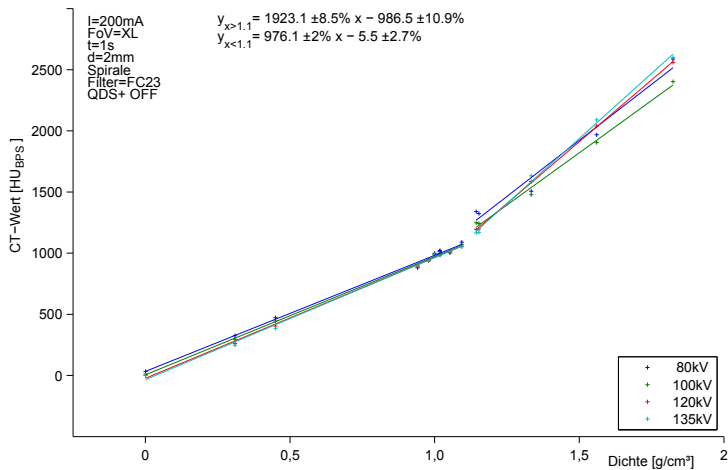
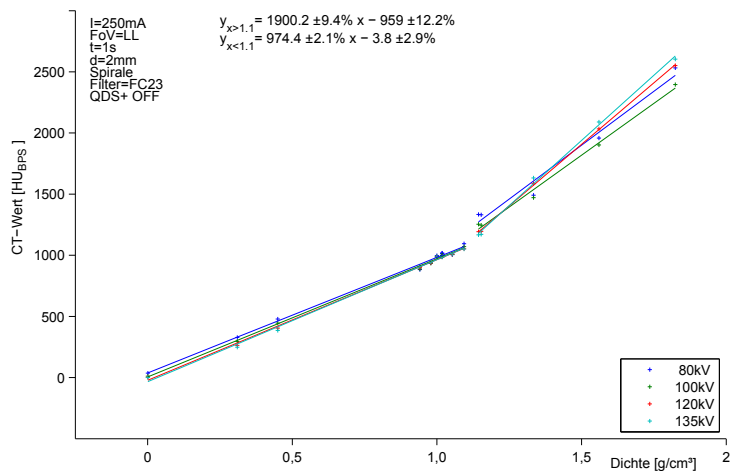
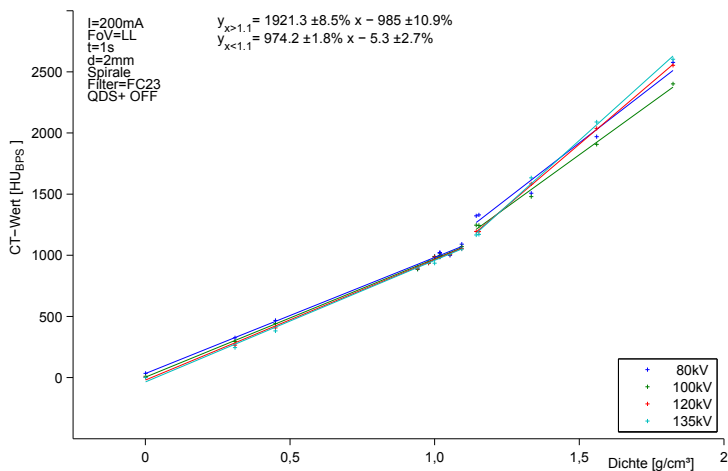
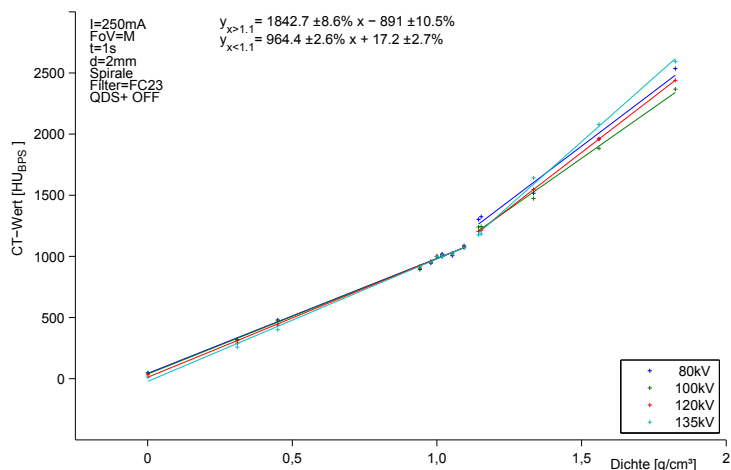
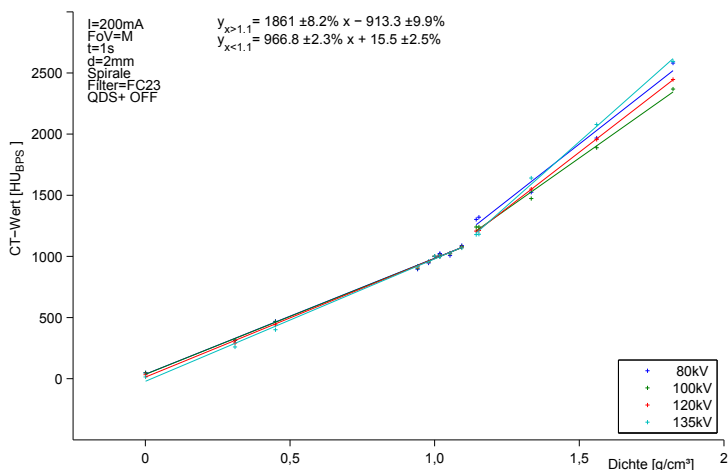


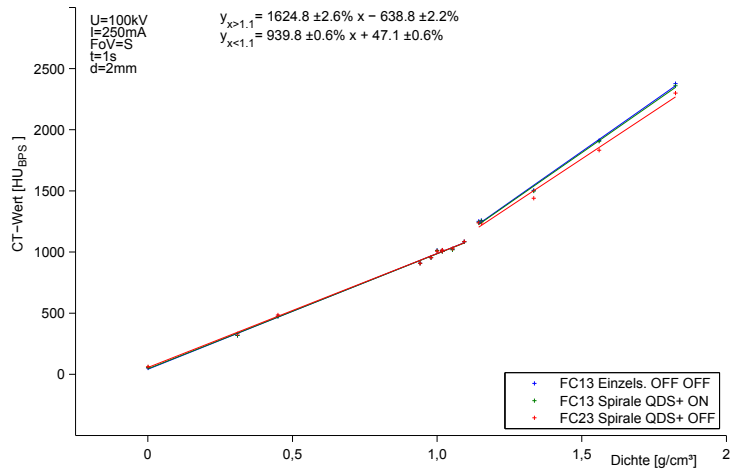
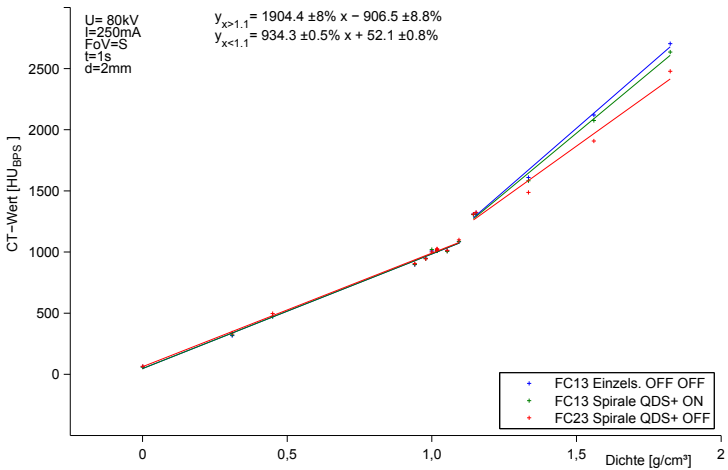
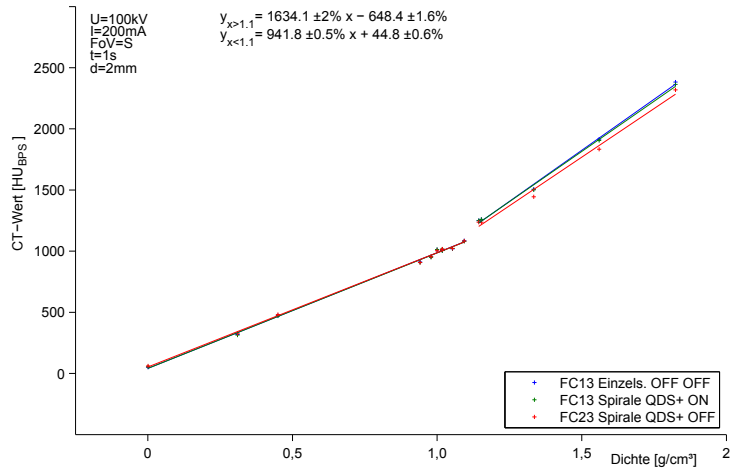
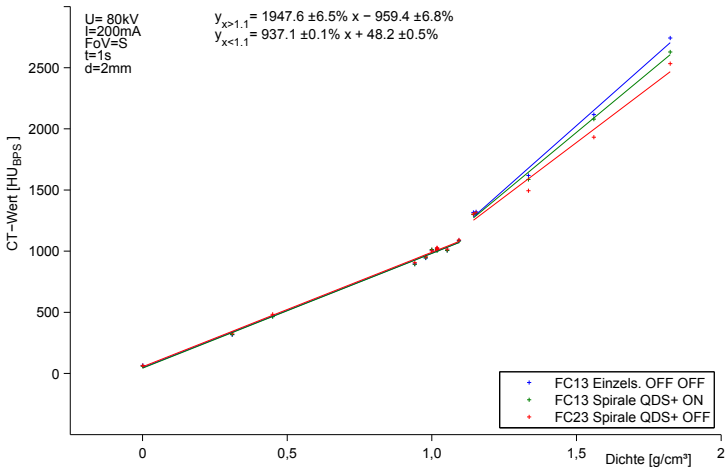
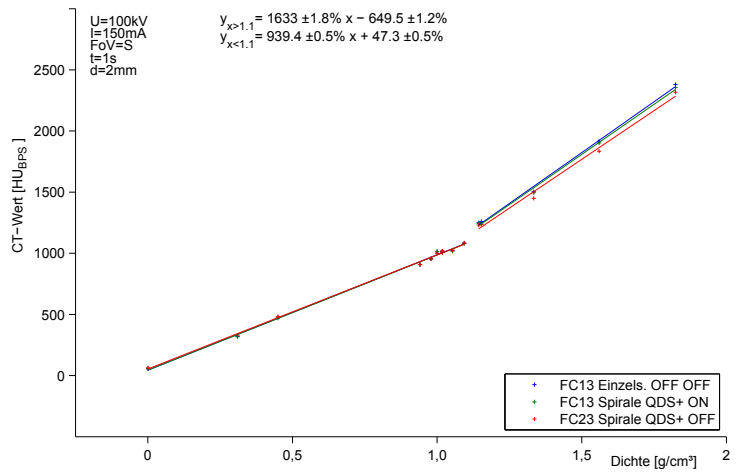
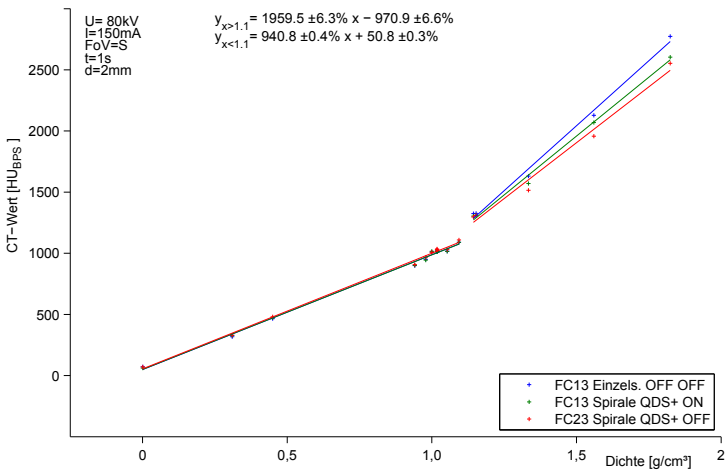
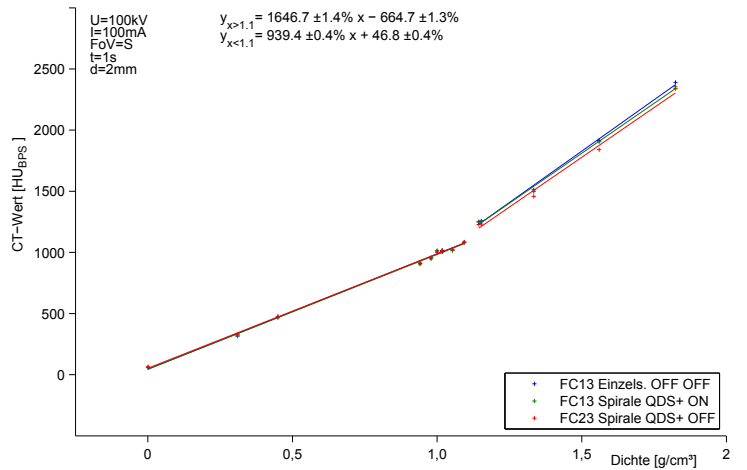
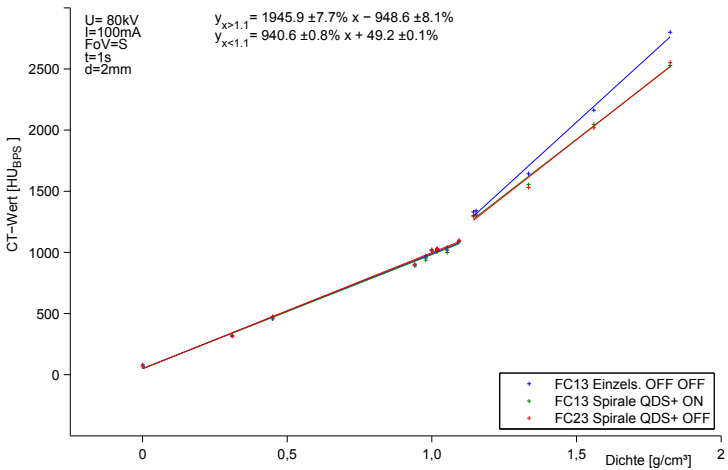


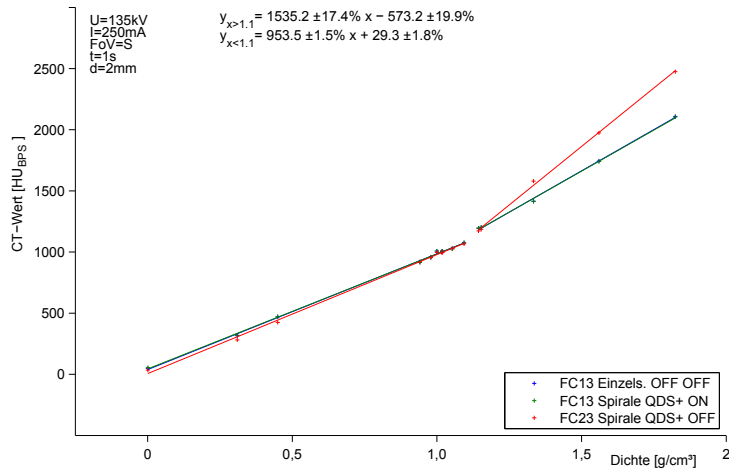
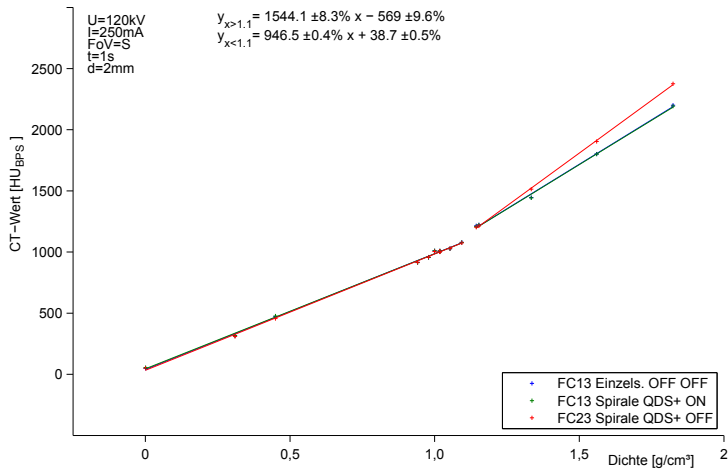
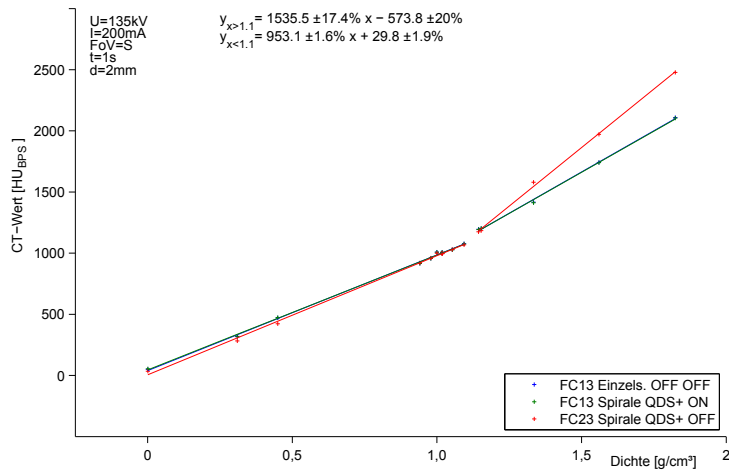
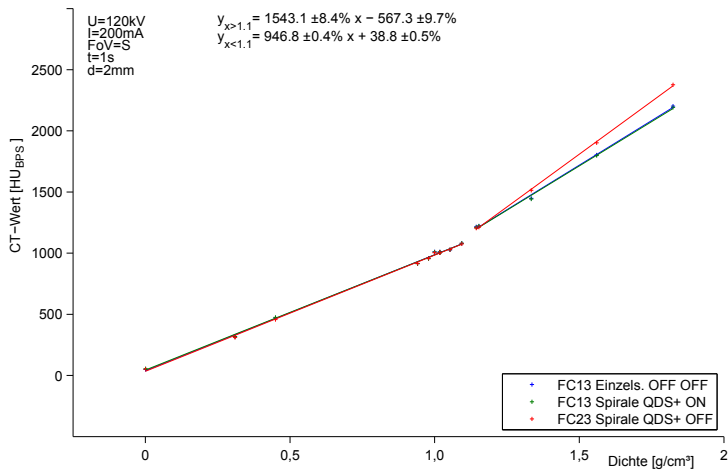
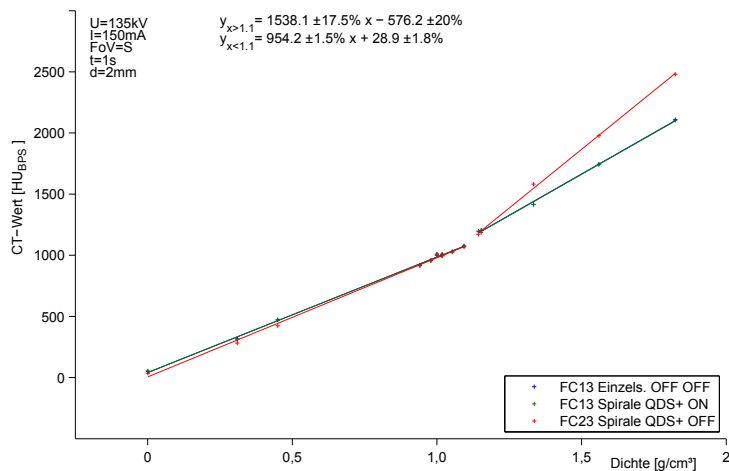
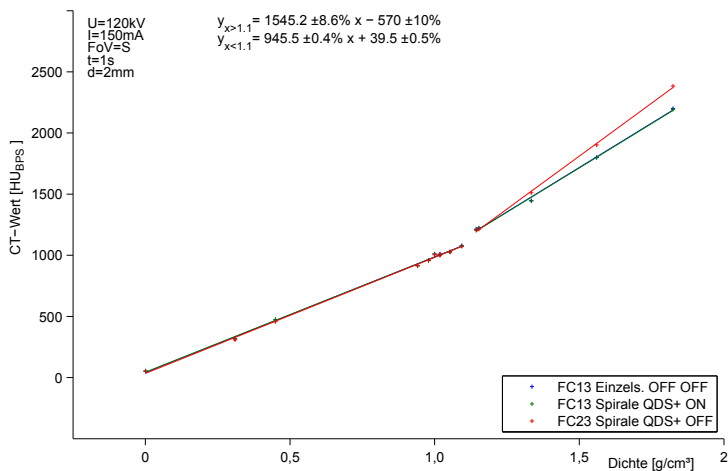
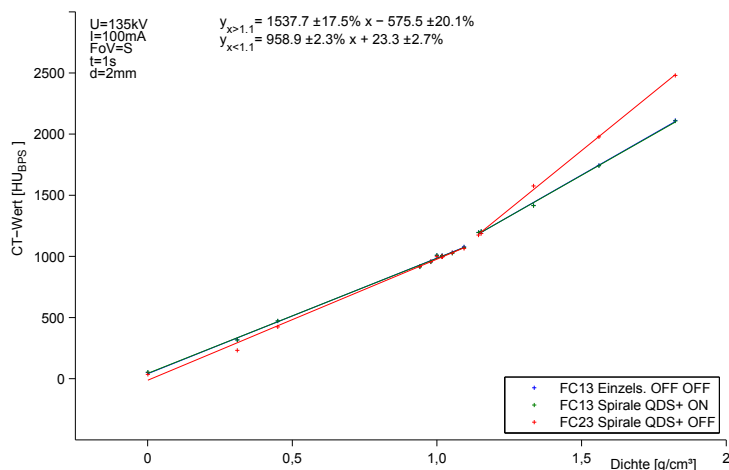
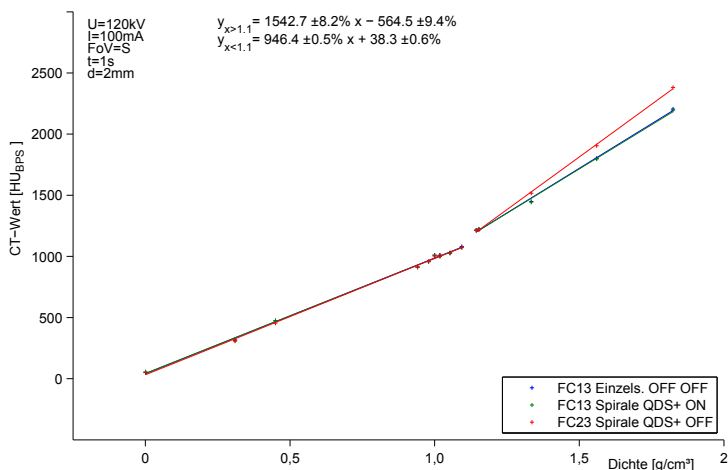


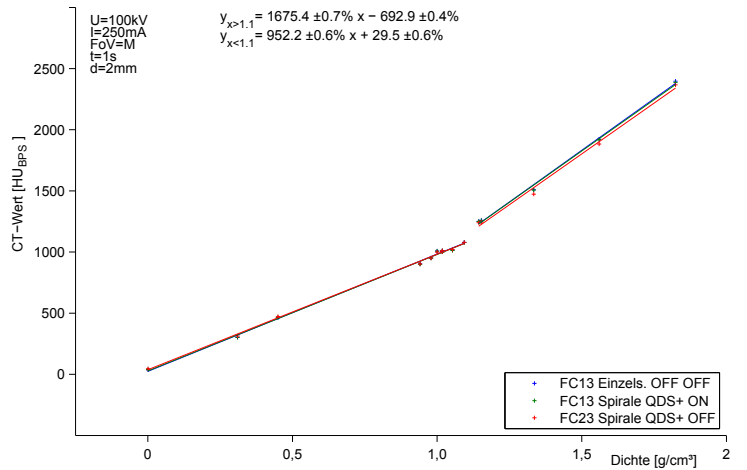
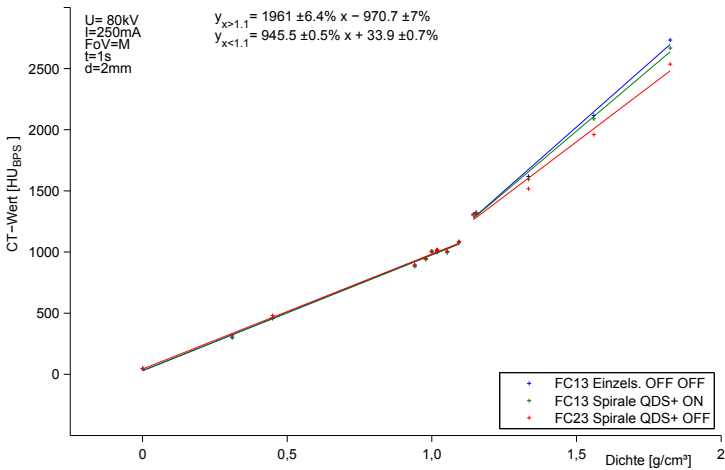
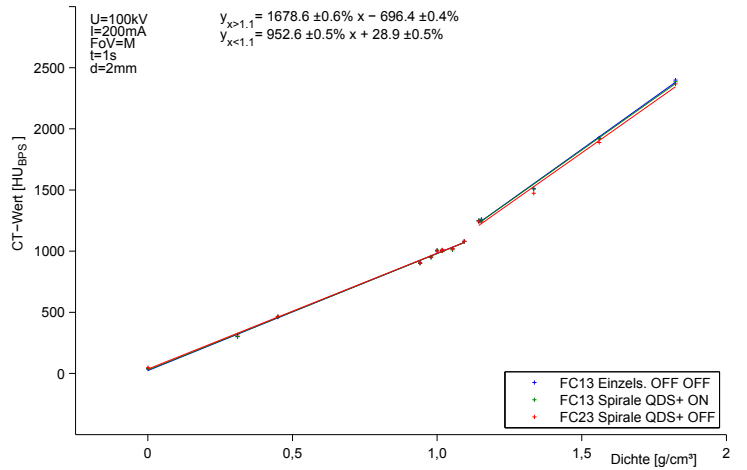
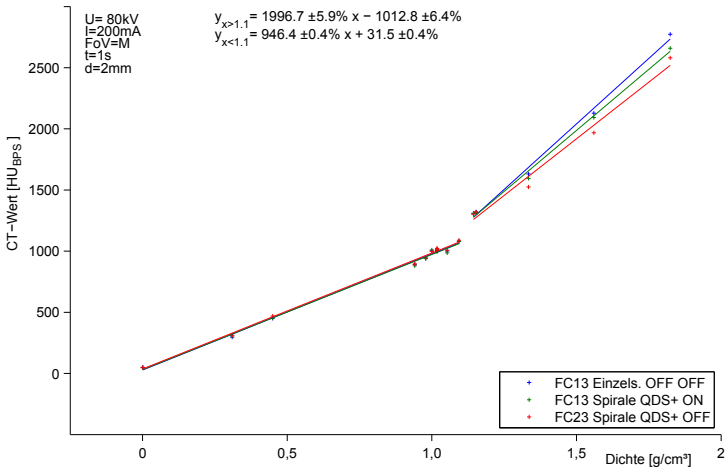
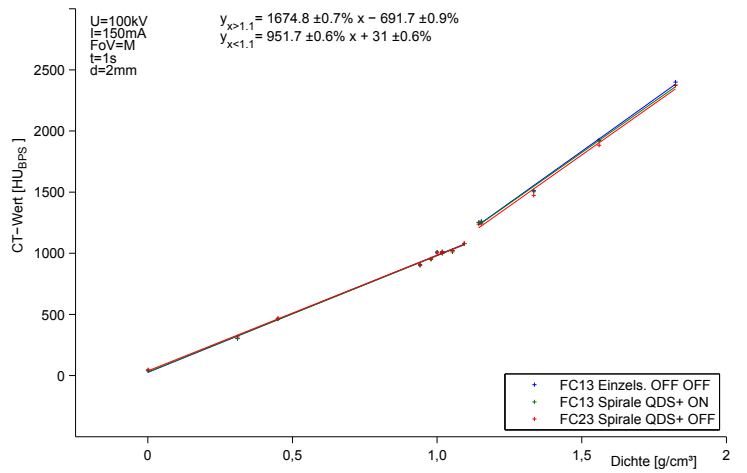
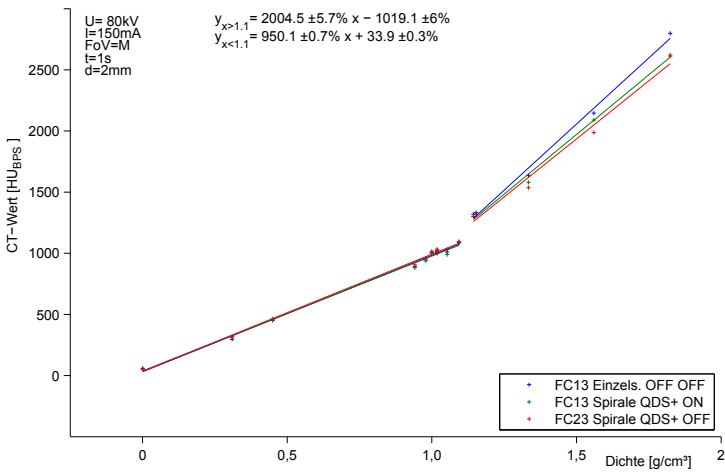
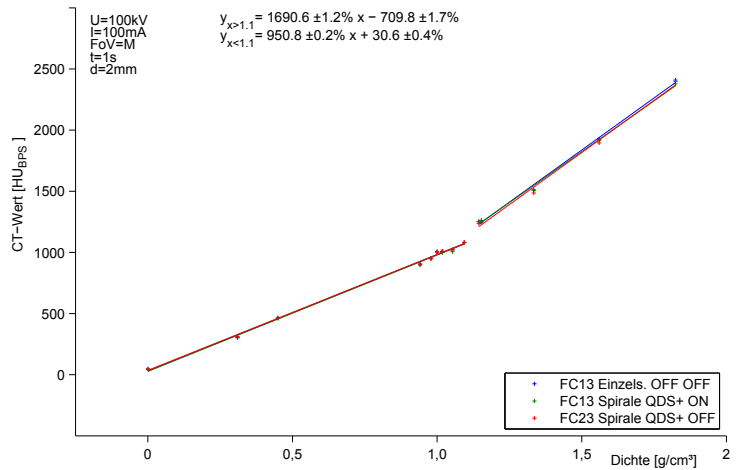
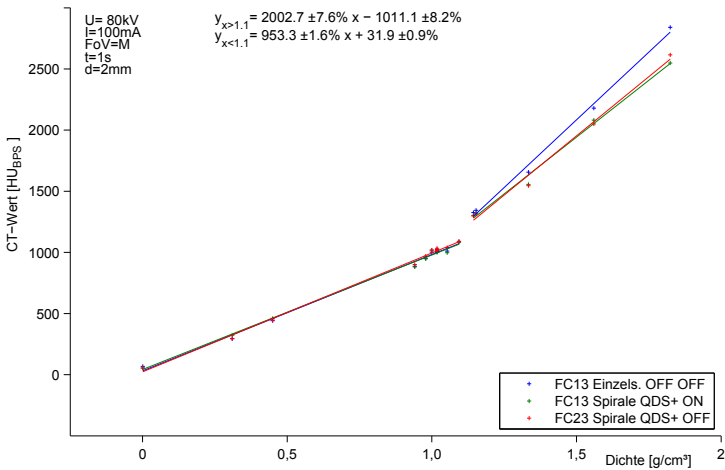


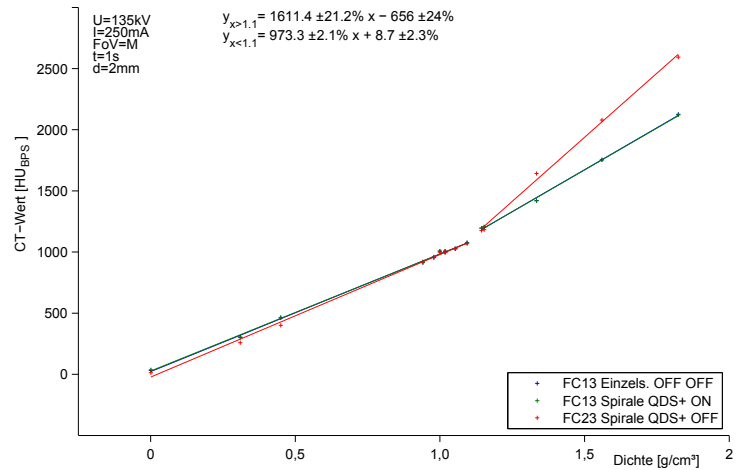
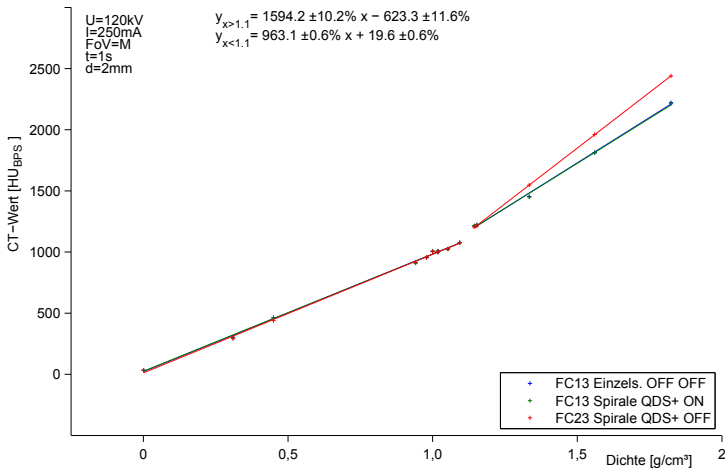
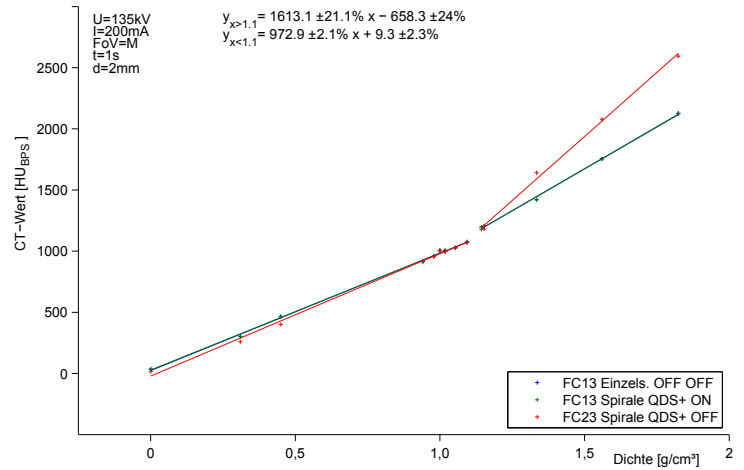
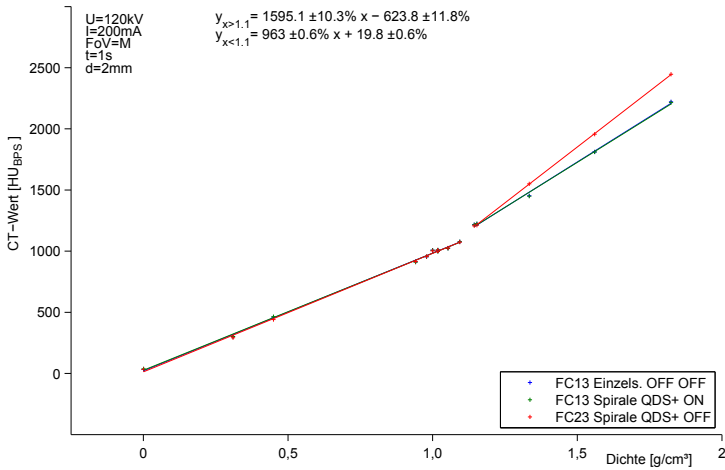
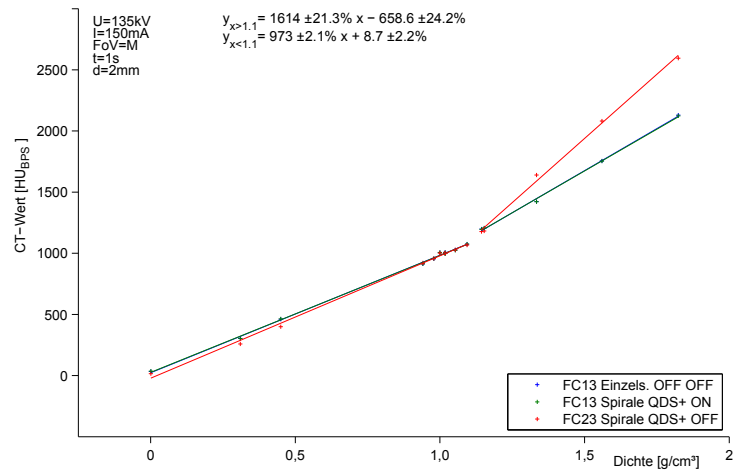
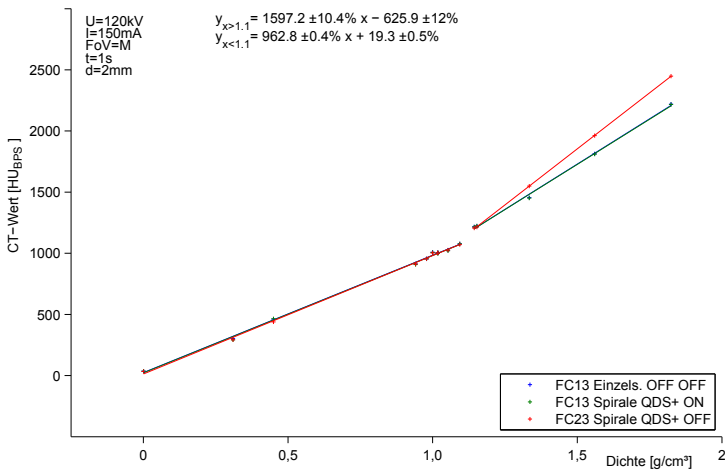
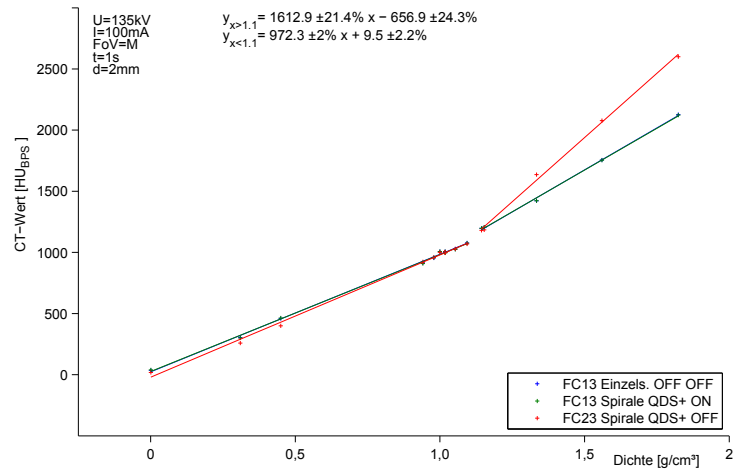
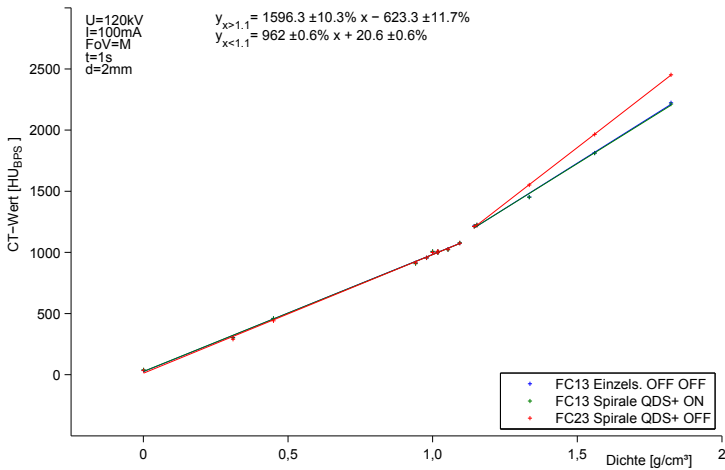


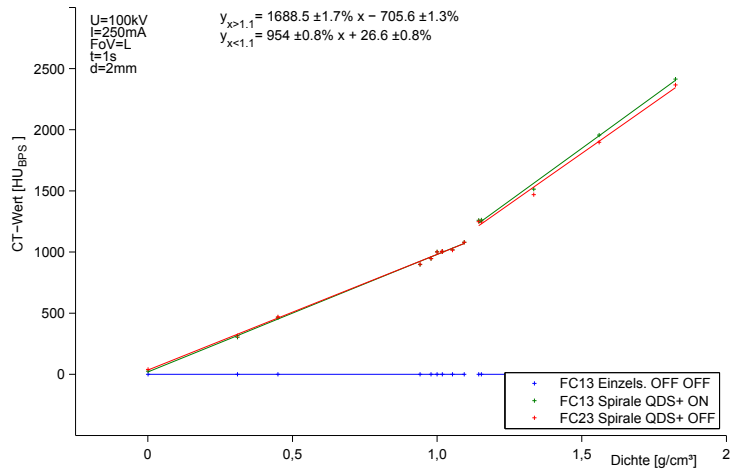
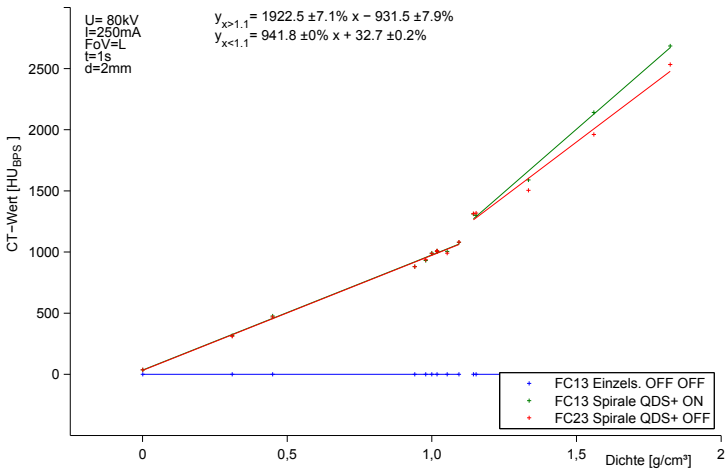
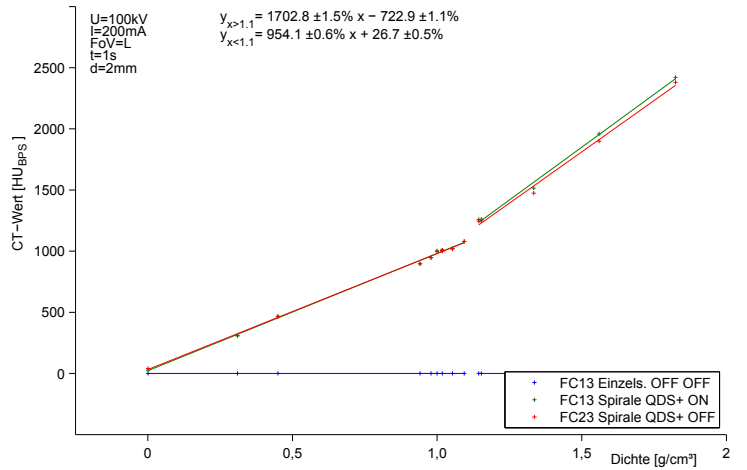
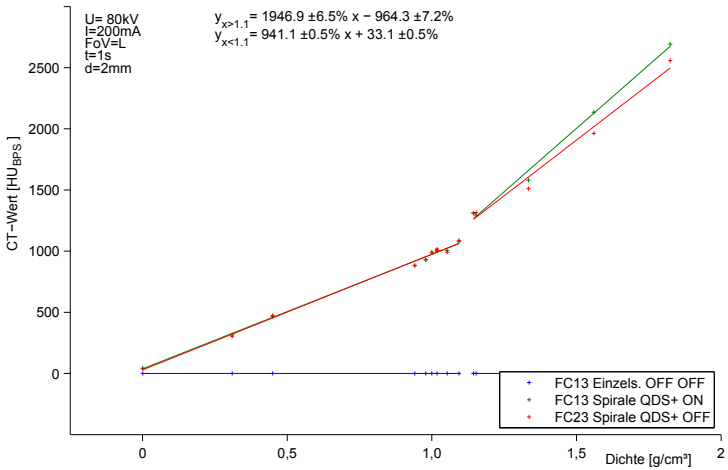
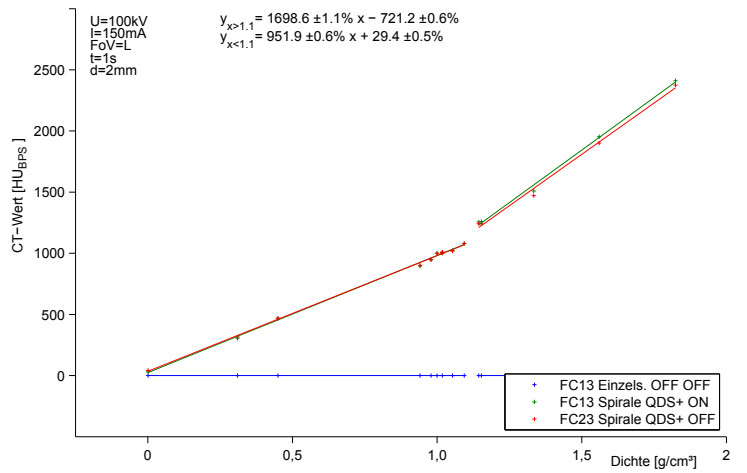
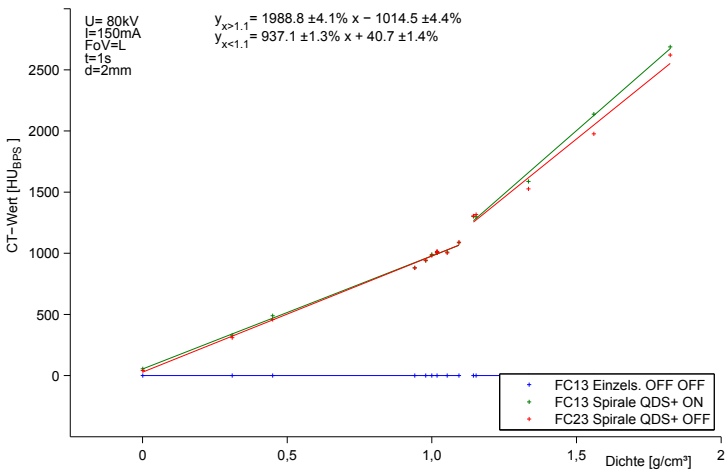
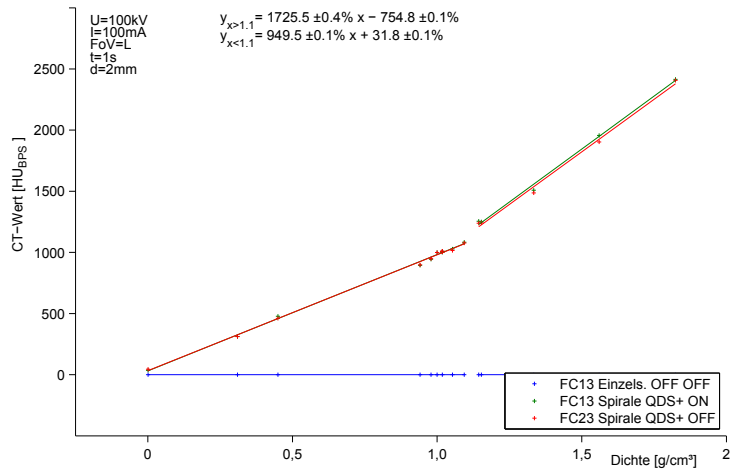
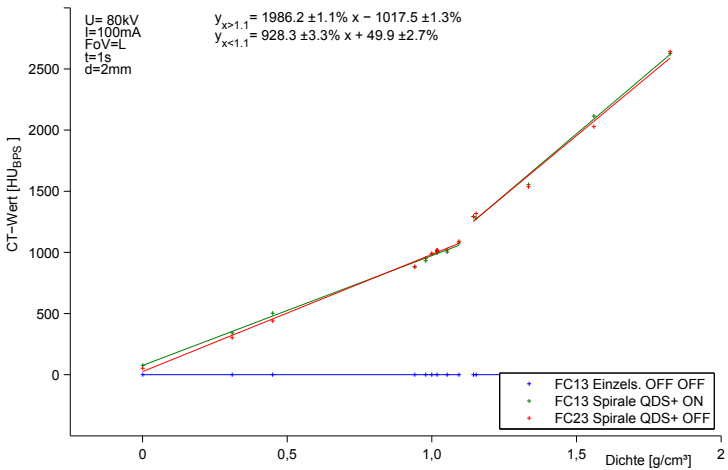


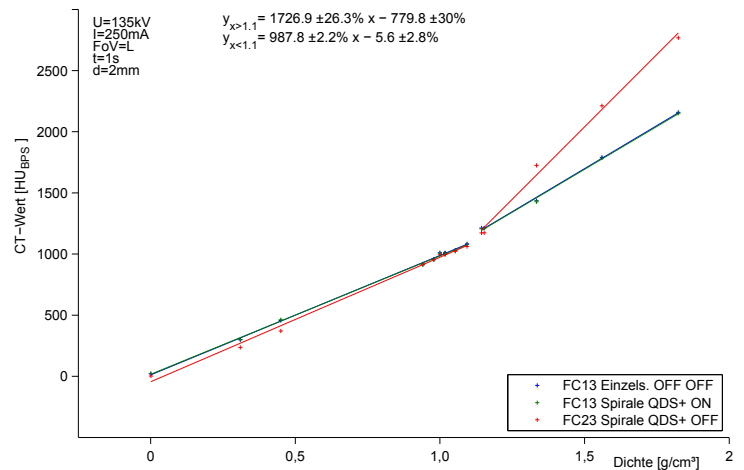
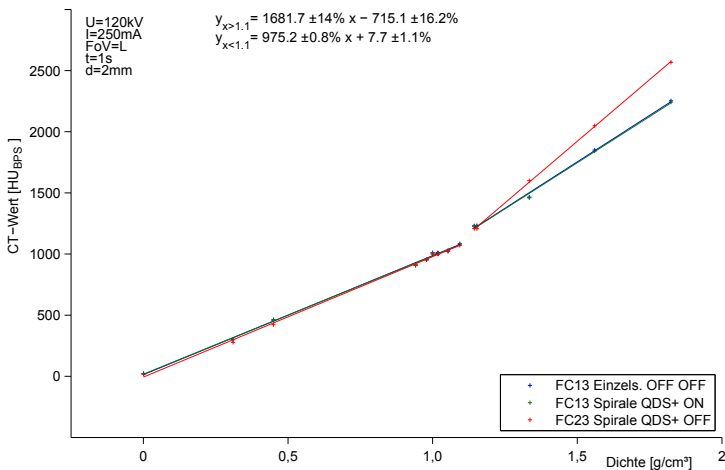
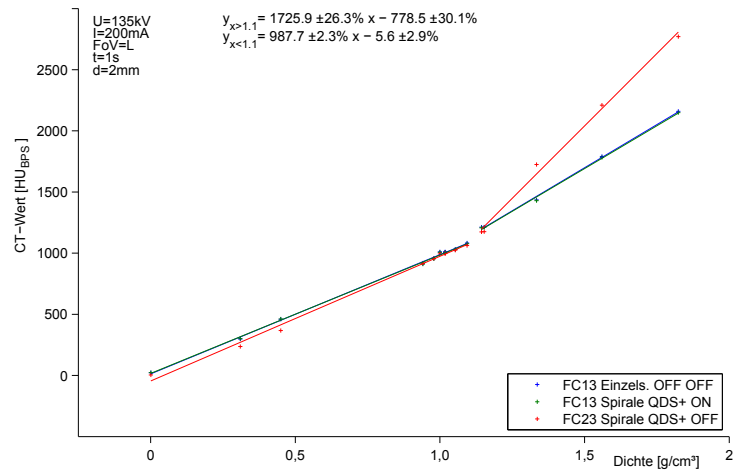
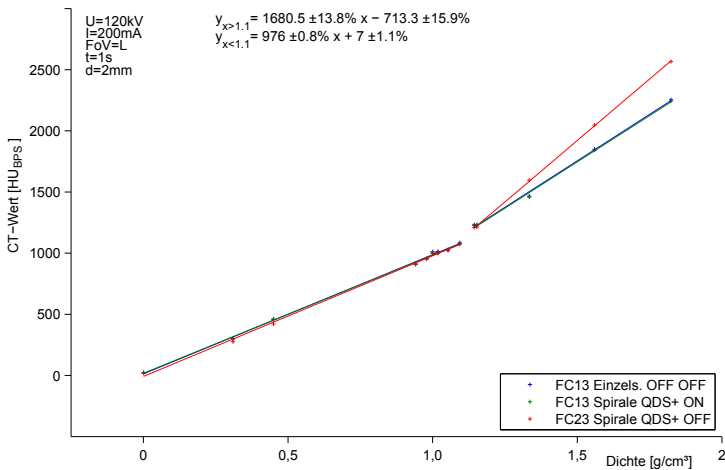
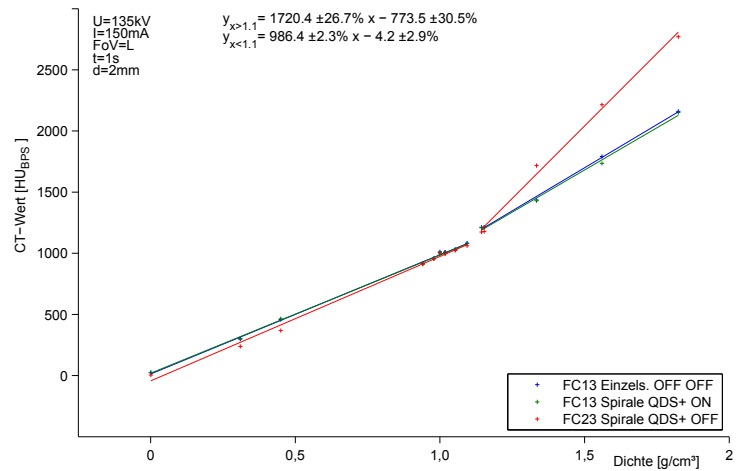
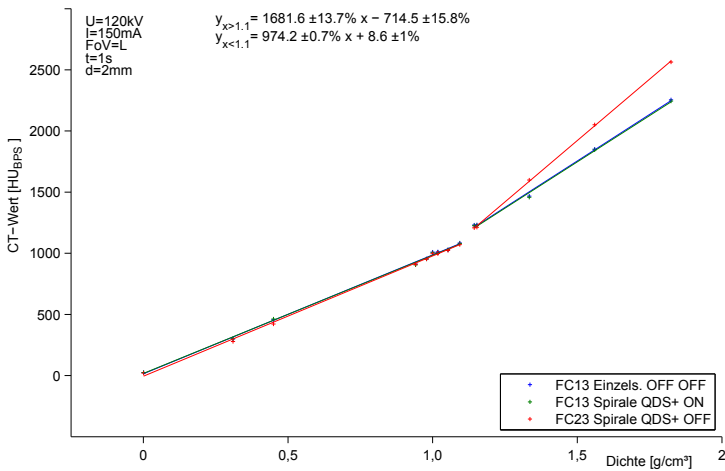
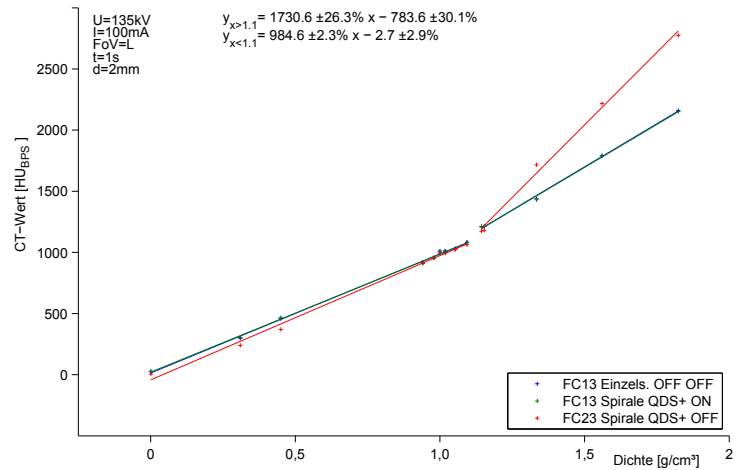
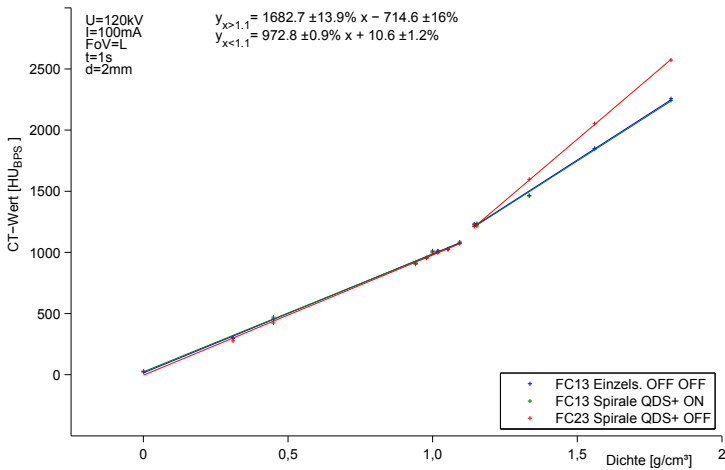


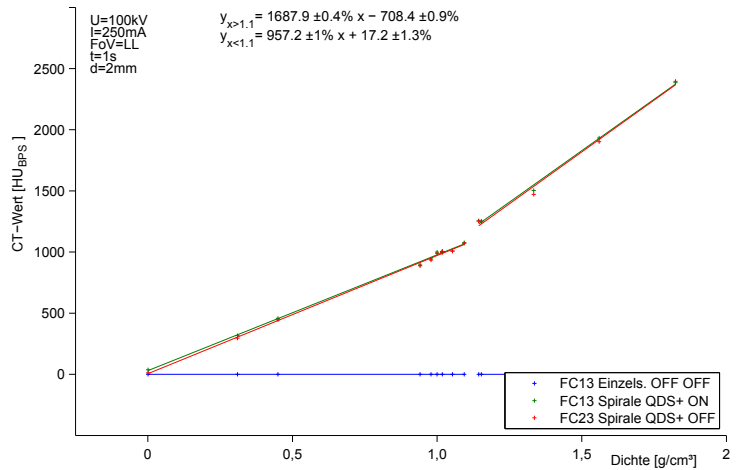
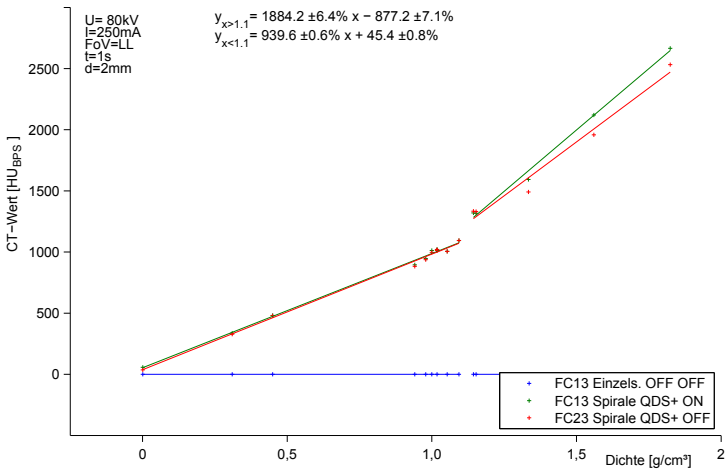
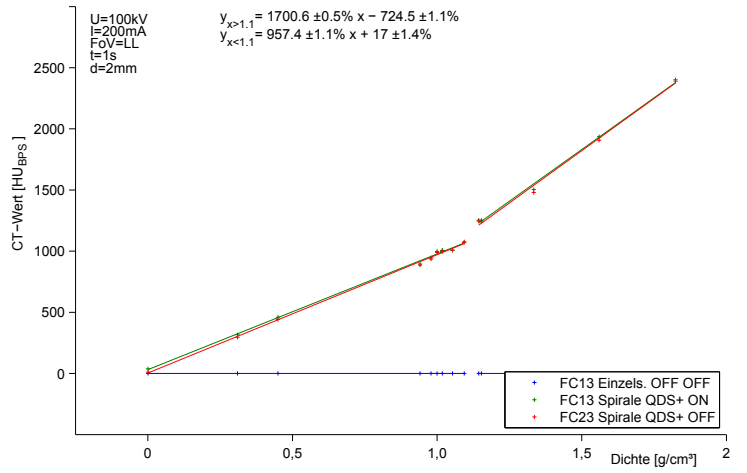
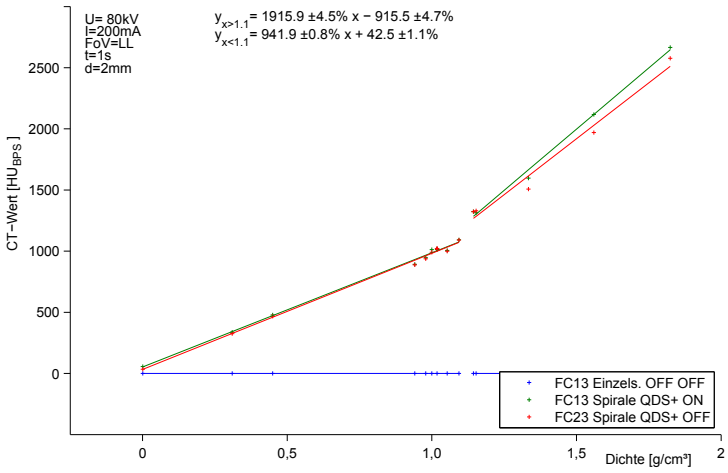
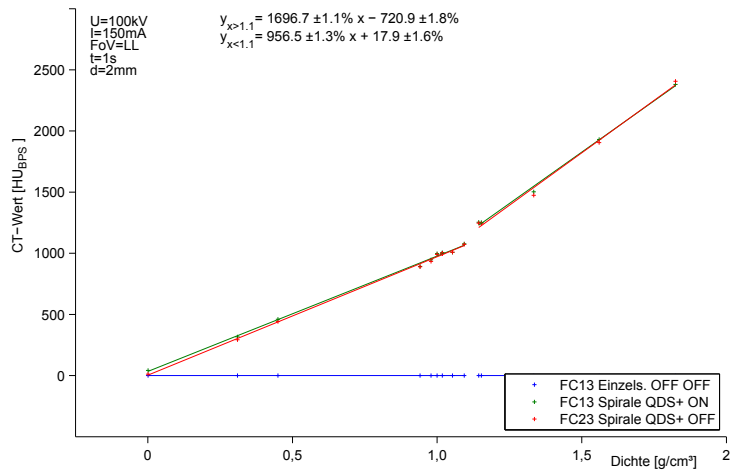
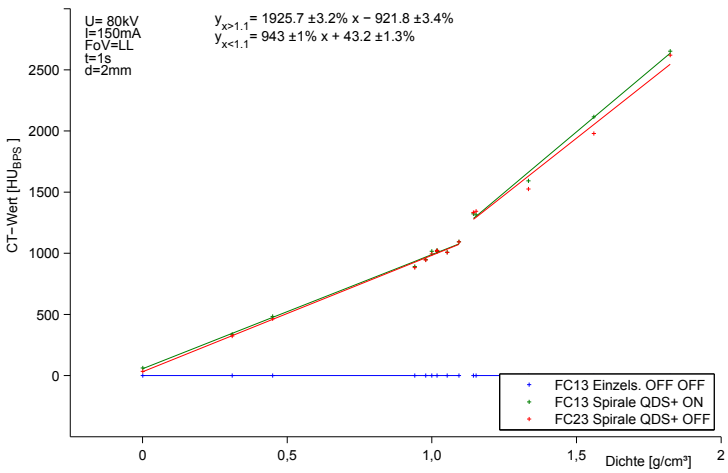
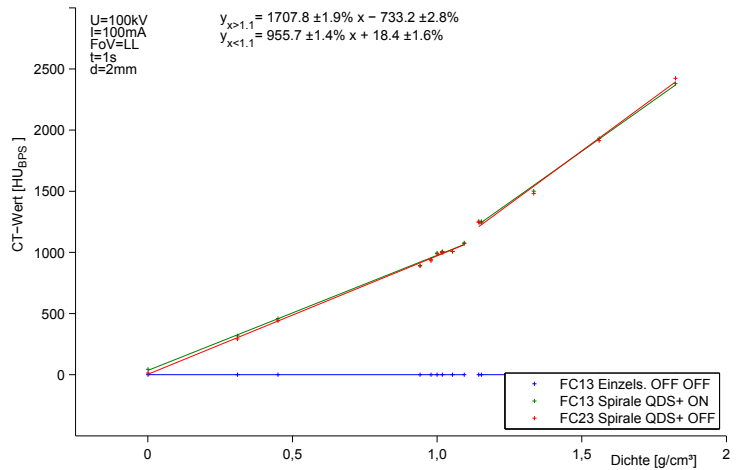
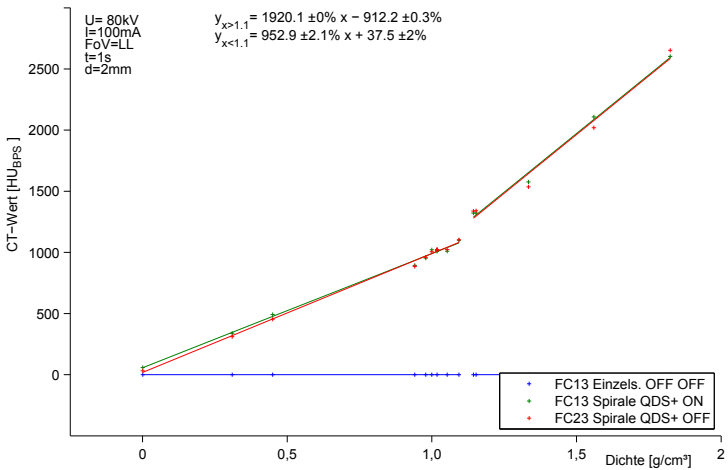


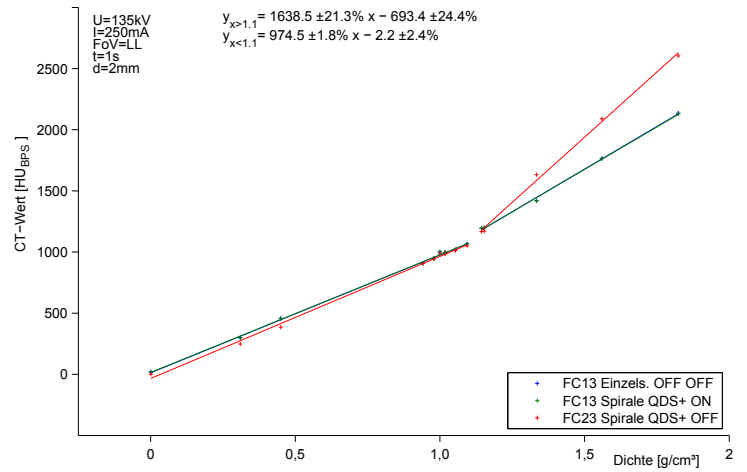
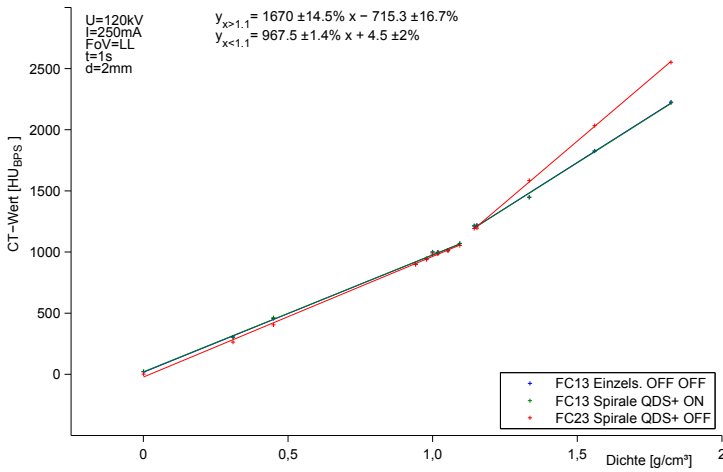
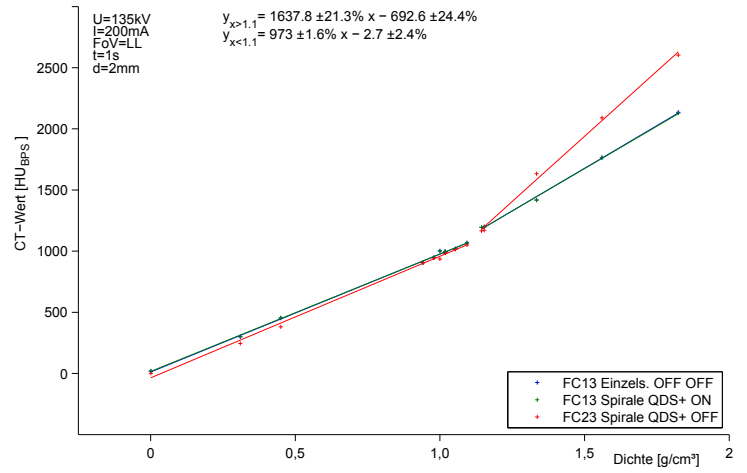
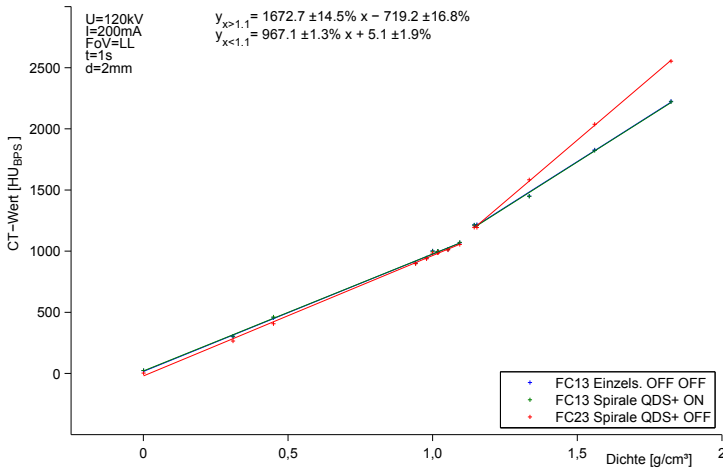
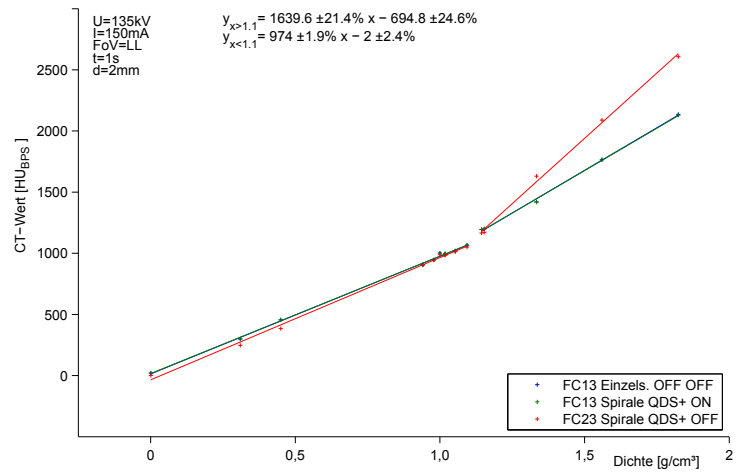
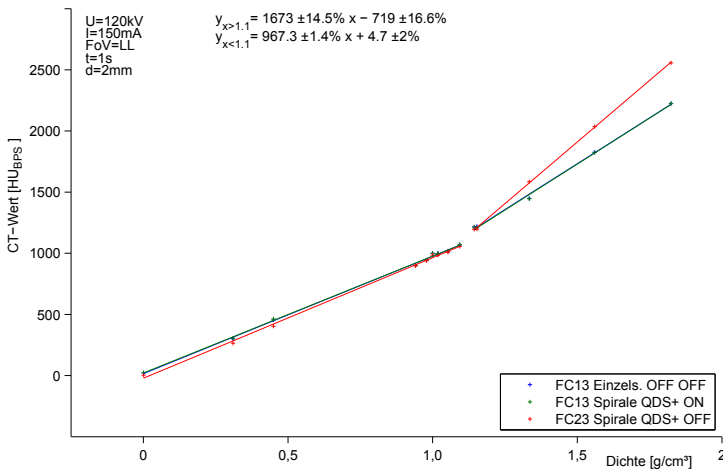
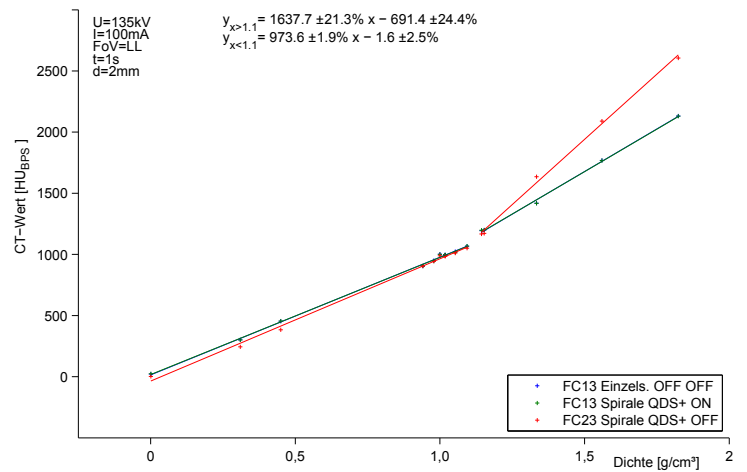
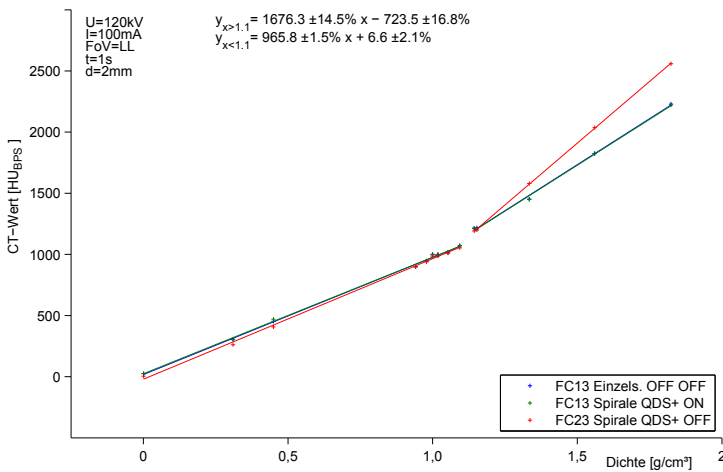


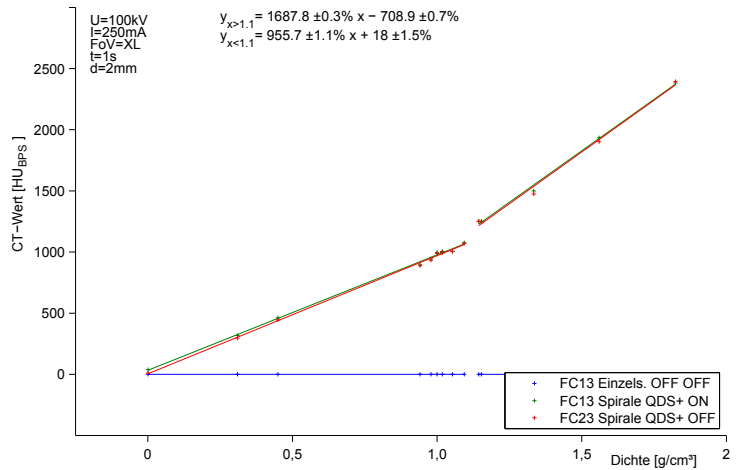
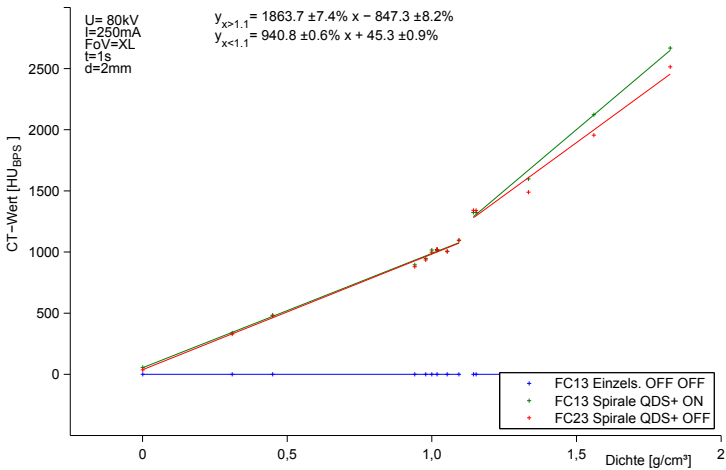
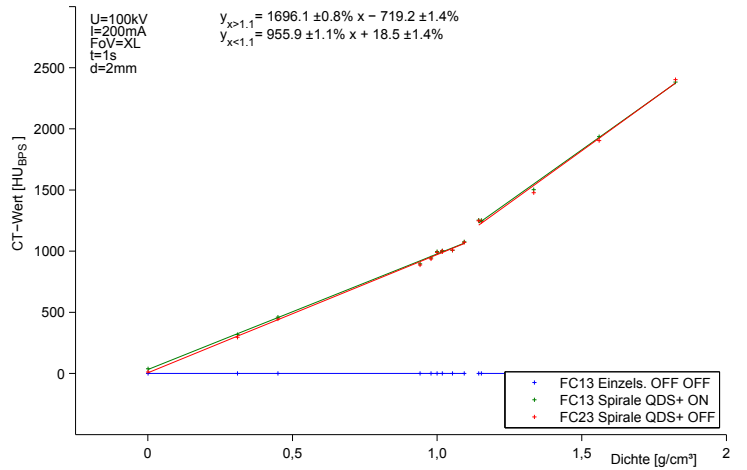
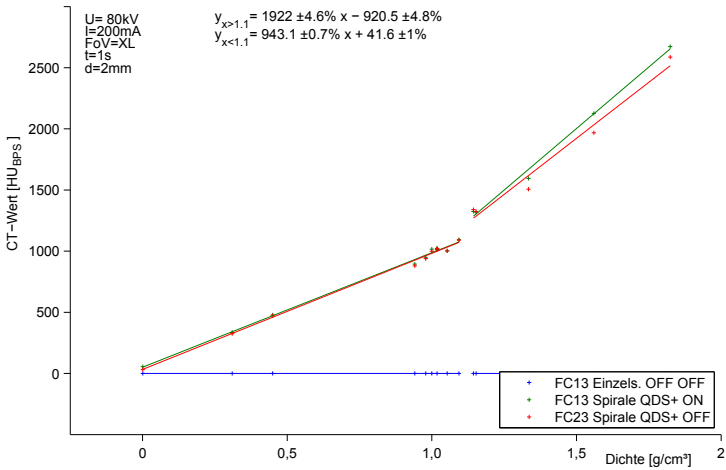
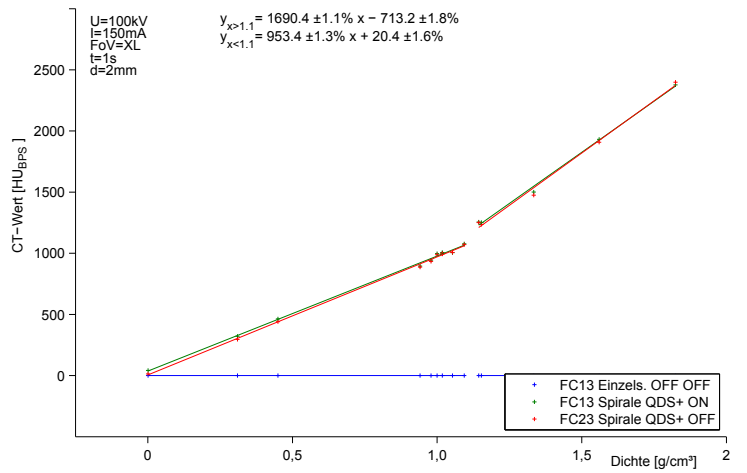
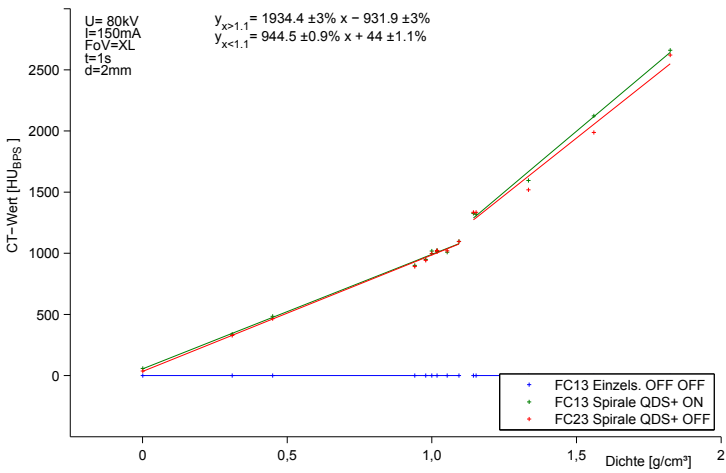
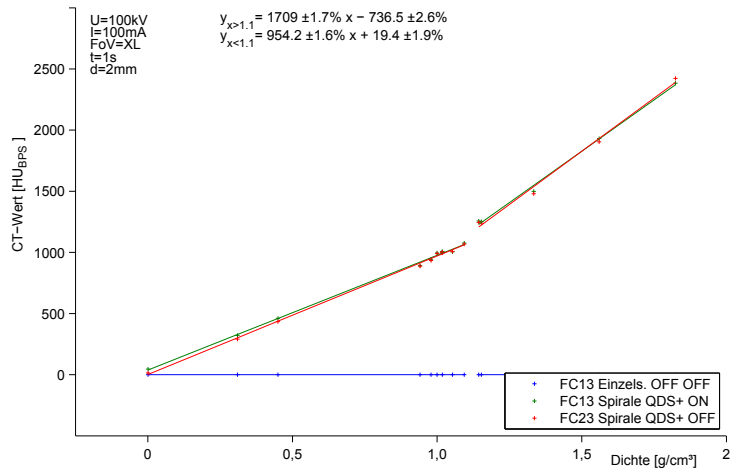
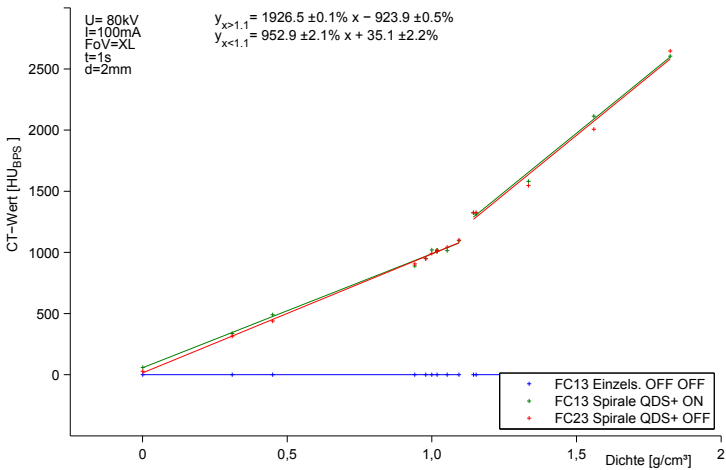


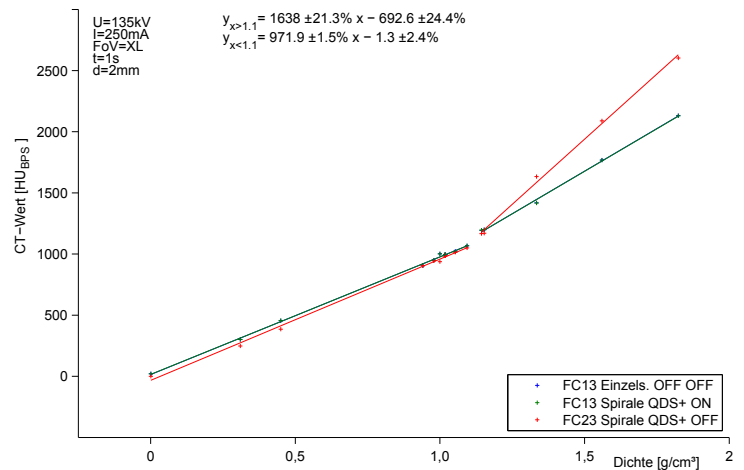
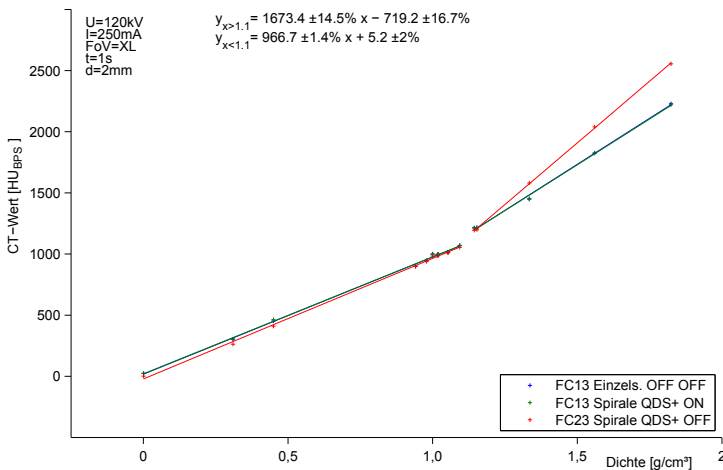
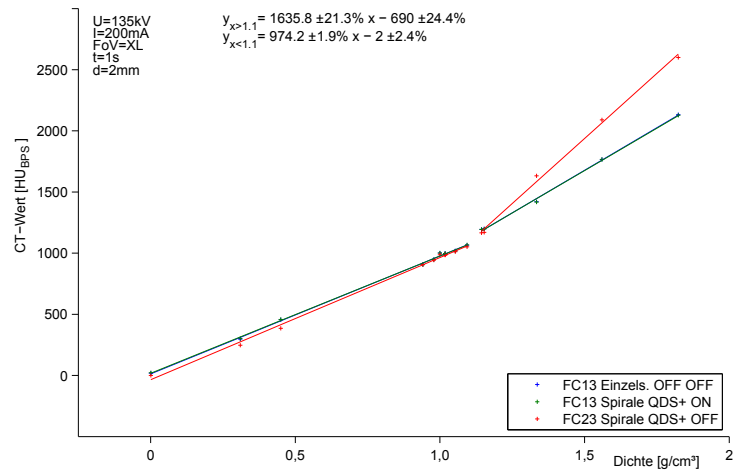
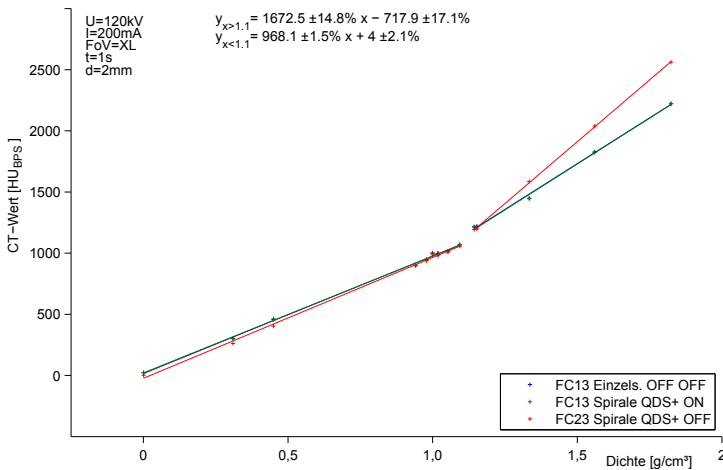
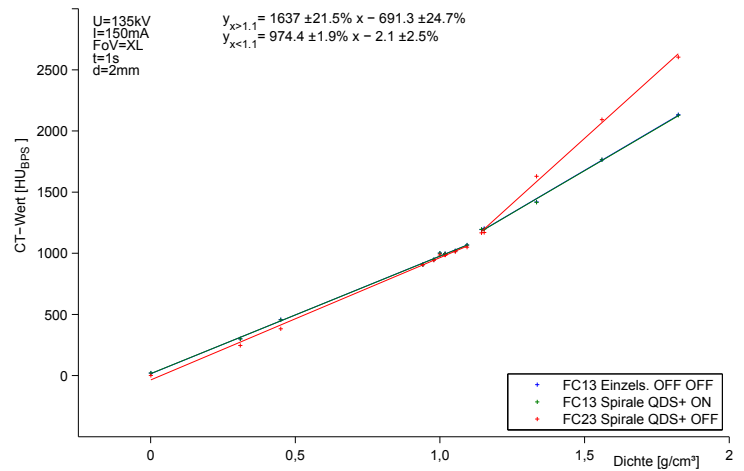
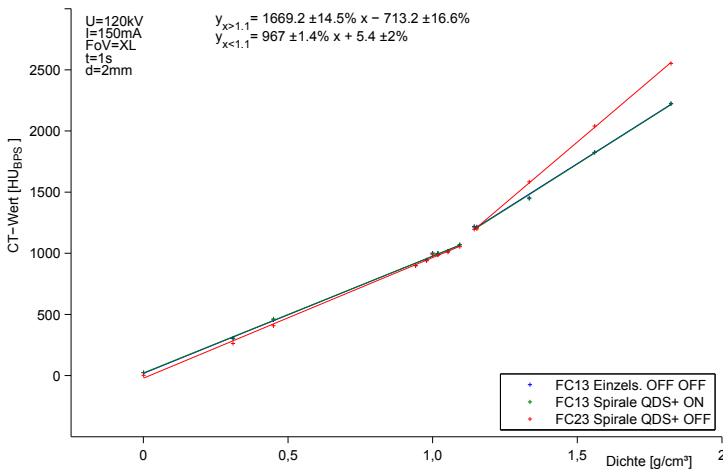
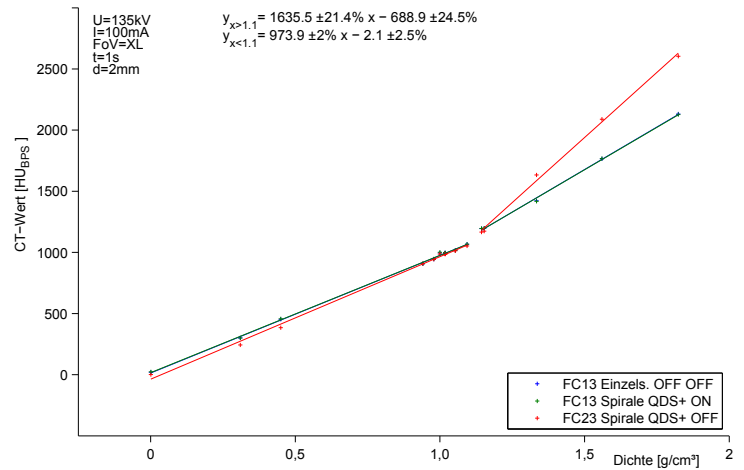
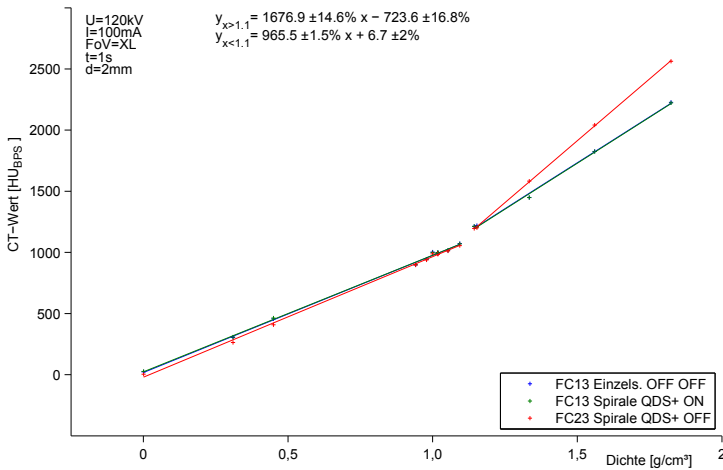


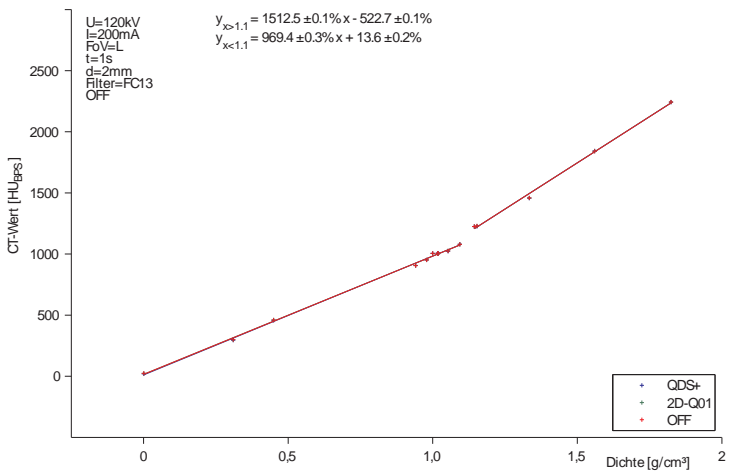
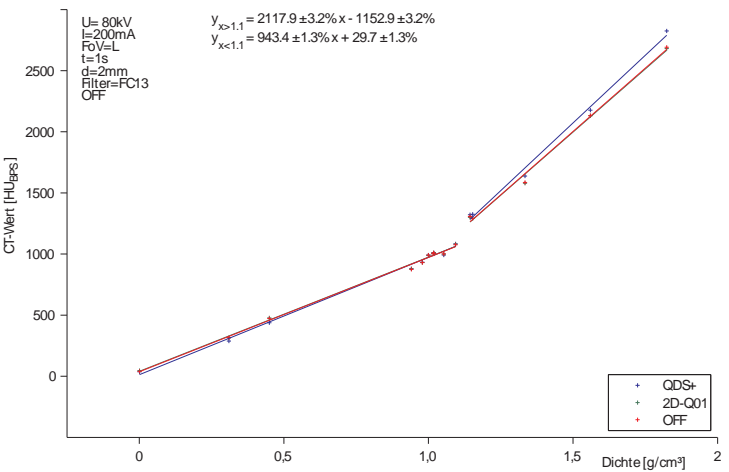
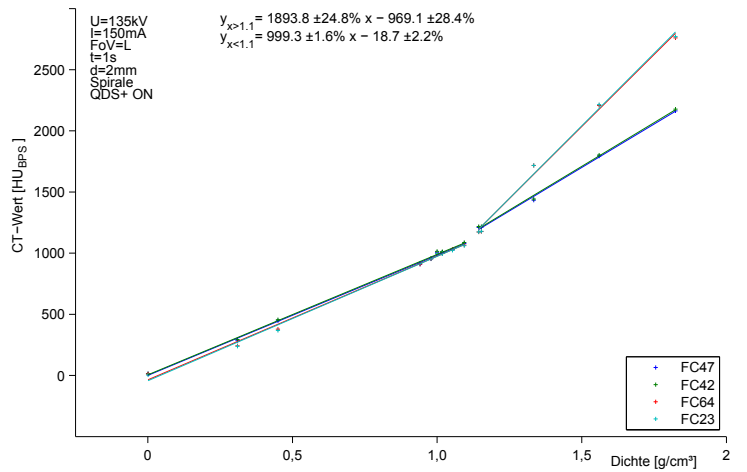
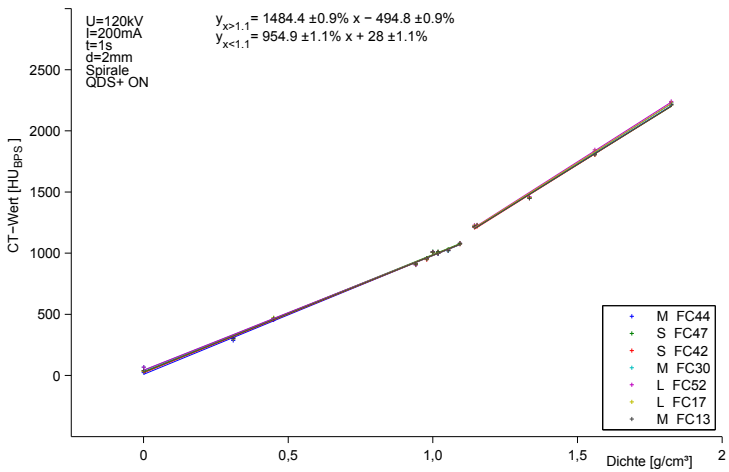
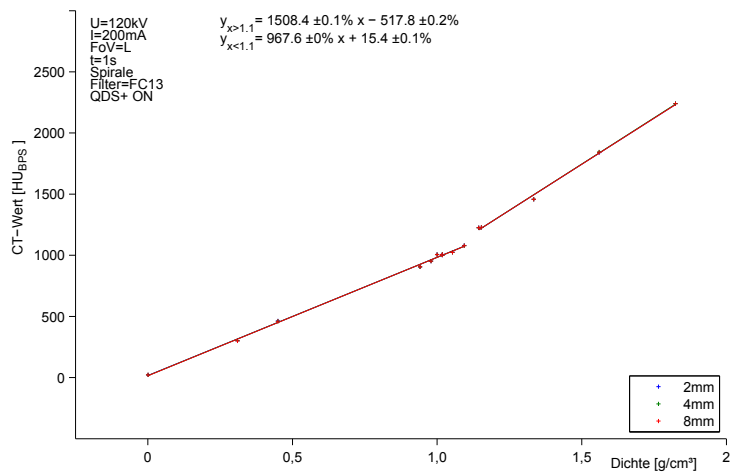
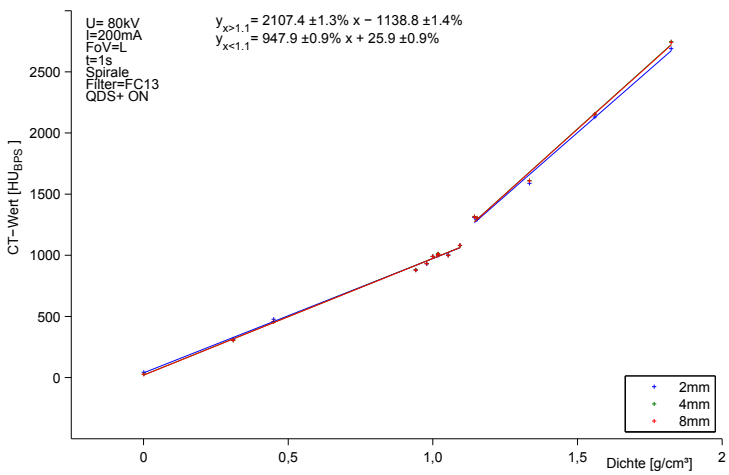
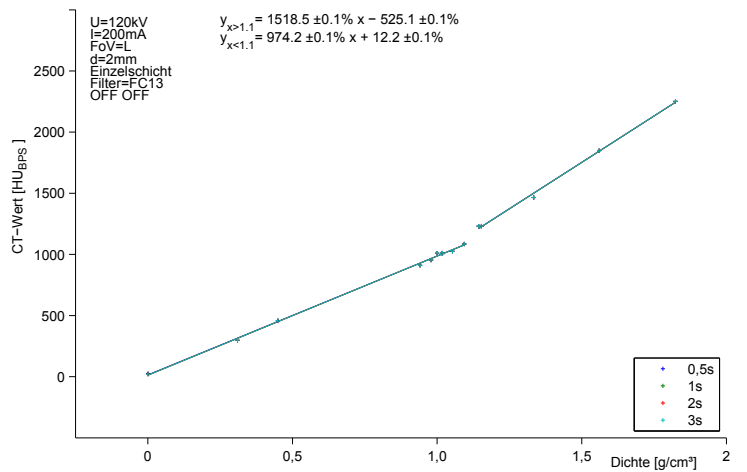
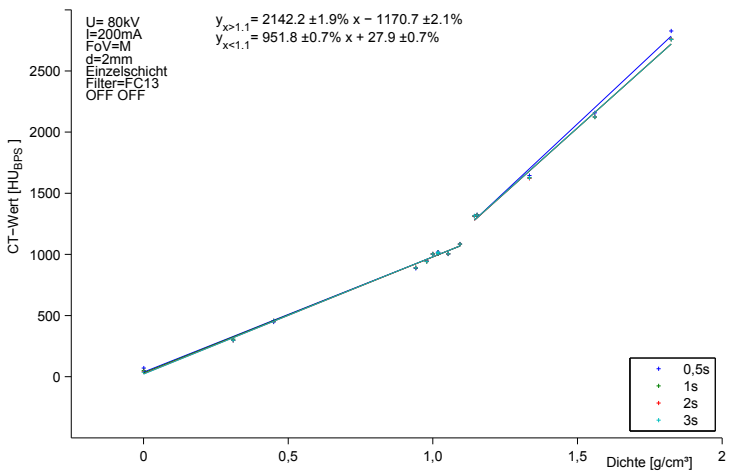


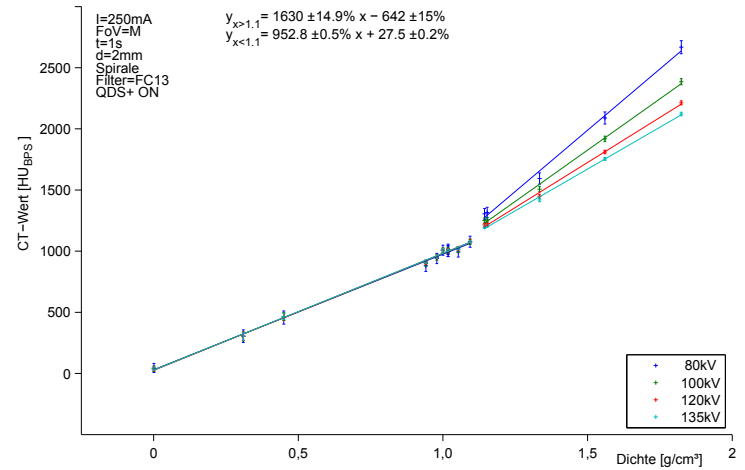
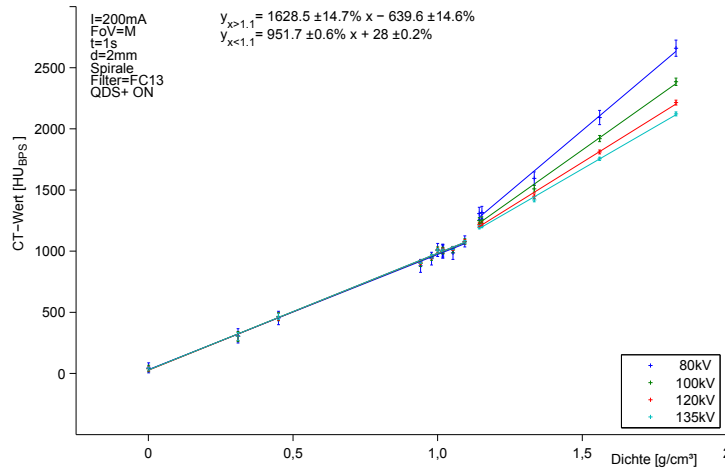
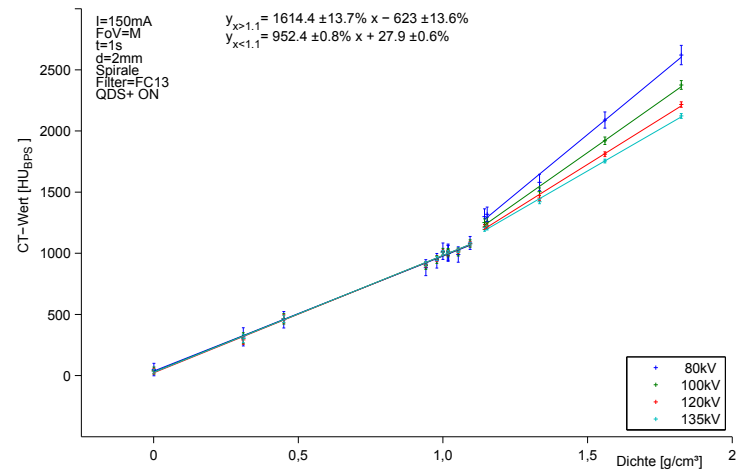
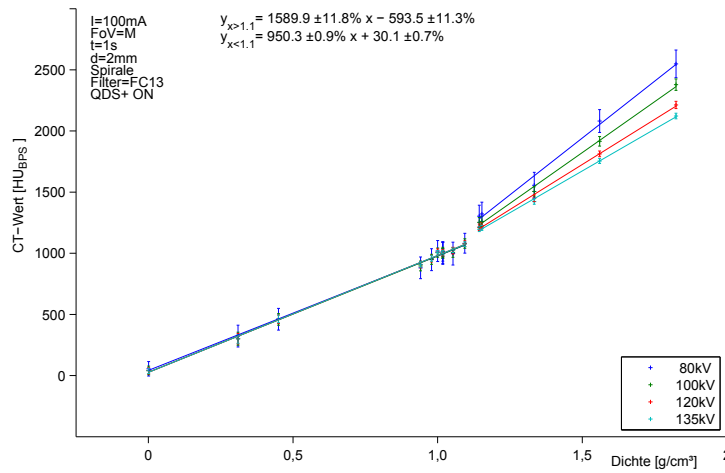
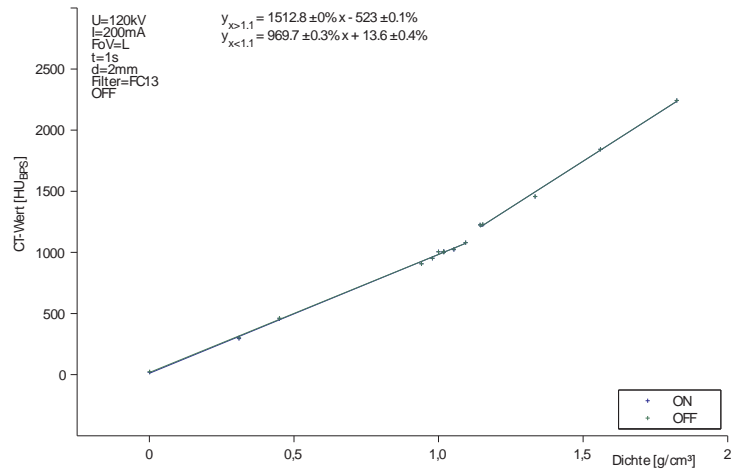
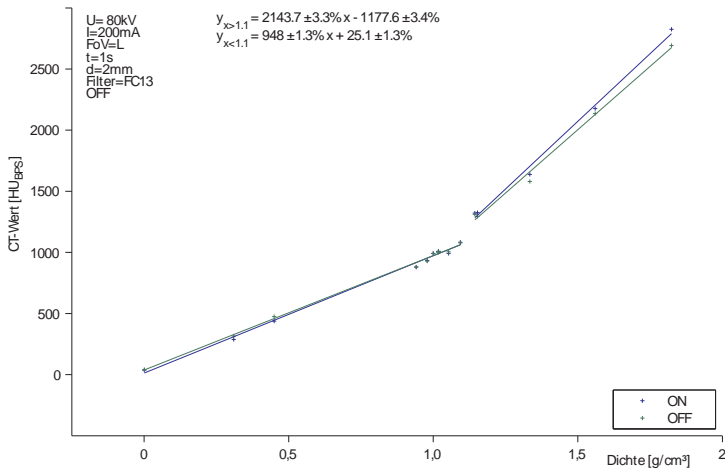












Literaturverzeichnis

- [Bey02] BEYERER, J. UND PUENTE LÉON, F.: *Die Radontransformation in der digitalen Bildverarbeitung*. at - Automatisierungstechnik, 50(10):472–480, 2002.
- [Buz04] BUZUG, T. M.: *Einführung in die Computertomographie*. Springer, 2004.
- [Coz98] COZZI, L., FOGLIATA, A., BUFFA, F. UND BIERI, S.: *Dosimetric impact of computed tomography calibration on a commercial treatment planning system for external radiation therapy*. Radiotherapy and Onkology, 48:335–338, 1998.
- [DKH10] <http://www.krebshilfe.de>, 29.05.2010. Deutsche Krebshilfe e. V.
- [Dös00] DÖSSEL, O.: *Bildgebende Verfahren in der Medizin*. Springer, 2000.
- [Gama] GAMMEX-RMI, Middleton, WI: *467 Tissue Characterization Phantom Specification*.
- [Gamb] GAMMEX-RMI, Middleton, WI: *Products Catalog*.
- [Gör06] GÖRLITZ, ELIN: *Dosimetrische und verfahrenstechnische Untersuchungen zur Qualitätssicherung eines Bestrahlungsplanungsprogramms*, 2006.
- [Kle] KLEMM, S., RHEIN, B., HÄRING, P. UND JANISCH, E.: *Bestimmung von HU-Tolleranzlevel für die Qualitätssicherung an Computertomographen*. Deutsches Krebsforschungszentrum Heidelberg.
- [Kri01] KRIEGER, H.: *Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz - Bd. 2 Strahlungsquellen, Detektoren und klinische Dosimetrie*. Teubner, 2001.
- [Kri07] KRIEGER, H.: *Grundlagen der Strahlenphysik und des Strahlenschutzes*. Teubner, 2007.
- [Lau99] LAUBENBERGER, T.: *Technik der medizinischen Radiologie*. Deutsche Ärzte-Verlag, 1999.
- [May07] MAYLES, P., NAHUM, A. E. UND ROSENWALD, J.-C.: *Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice*. Taylor & Francis Group, 2007.
- [McN] McNUTT, T.: *The ADAC Pinnacle³ Collapsed Cone Convolution Superposition Dose Model*. ADAC Laboratories, Milpitas, CA.

- [Mil74] MILAN, J. UND BENTLEY, R. E.: *The storage and manipulation of radiation dose data in a small digital computer*. The British Journal of Radiology, 47:115–121, 1974.
- [MK97] MEYER-KUCKUK, T.: *Atomphysik*. Teubner, 1997.
- [Mor95] MORNEBURG, H.: *Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik*. Publicis MCD Verlag, 1995.
- [NEM10] <http://medical.nema.org>, 01.08.2010. NEMA National Electrical Manufacturers Association.
- [Rai99] RAITH, W.: *Lehrbuch der Experimentalphysik/Bergmann; Schaefer - Bd. 2 Elektromagnetismus*. de Gruyter, 1999.
- [Sau84] SAUER, R.: *Strahlentherapie und Onkologie für Technische Assistenten in der Medizin*. Urban & Schwarzenberg, 1984.
- [STA10] <http://www.statistik.at>, 28.05.2010. STATISTIK AUSTRIA, Bundesanstalt Statistik Österreich.
- [Sut] SUTER, D.: *Skriptum zur Vorlesung Röntgendiagnostik*. http://e3.physik.uni-dortmund.de/~suter/Vorlesung/Medizinphysik_07/6_Roentgendiagnostik.pdf.
- [Tho99] THOMAS, S. J.: *Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning*. The British Journal of Radiology, 72:781–786, 1999.
- [Tie10] TIEFLING, R., ZURL, B., KINDL, P. UND WINKLER, P.: *Untersuchung von Hounsfield (HU)-Schwankungen am Toshiba Aquilion LB im Hinblick auf die Erstellung von CT-Dichte-Konversionstabellen für die Bestrahlungsplanung*. Jahrestagung der Österreichischen Gesellschaft für Medizinische Physik, 2010.
- [TMS10] <http://www.toshiba-medical.de/produkte/ct/n-01-aquilionLB.php>, 18.07.2010. TOSHIBA Medical Systems - Computertomographen - Aquilion LB.