

Erklärung zur Verfassung der Arbeit

„Hiermit erkläre ich, dass ich diese Arbeit selbständig verfasst habe, dass ich die verwendeten Quellen und Hilfsmittel vollständig angegeben habe und dass ich die Stellen der Arbeit – einschließlich Tabellen, Karten und Abbildungen – die anderen Werken oder dem Internet im Wortlaut oder dem Sinn nach entnommen sind, auf jeden Fall unter Angabe der Quelle als Entlehnung kenntlich gemacht habe.“

Ennsdorf, 25. Februar 2025

Unterschrift Verfasserin

Kurzfassung

An der Abteilung für Radioonkologie des Ordensklinikum der Barmherzigen Schwestern werden Metall-Oxid-Halbleiter-Feldeffekttransistor (MOSFET) Dosimeter seit einiger Zeit bereits für die In-vivo-Dosimetrie im Megavolt (MV)-Bereich angewendet. Ziel dieser Arbeit ist es, die MOSFET Dosimeter, sowohl für die Verifizierung von Bestrahlungsplänen im Phantom, als auch für die In-vivo-Dosimetrie im Kilovolt (kV)-Bereich zu implementieren. Dafür ist die Planung und Konstruktion eines speziell auf die Verifikation von Bestrahlungen in der Brachytherapie ausgelegten Phantoms erforderlich, welches eine variable Platzierung des Detektors innerhalb des Dosisgradienten ermöglicht. Für die Messungen stehen microMOSFET Detektoren, als auch geeichte Ionisationskammern zur Verfügung. Zur Anwendung kommt ein Afterloader Gerät des Herstellers Varian welches mit einer Iridium-192 Quelle ausgestattet ist. Die Messungen erfolgen im Wasserphantom, mit und ohne Inhomogenitäten. Die Berechnung der Dosis, mit denen die Messergebnisse verglichen werden, erfolgt mittels des Acuros Algorithmus, welcher auf der Linearen Boltzmann-Transportgleichung (LBTE) beruht, und des Task Group No. 43 Report (TG-43) Formalismus. Die spezifischen Eigenschaften eines MOSFET stellen einen Teil dieser Untersuchung dar und werden näher besprochen. Bei den Messergebnissen stechen vor allem jene Resultate heraus, wo Inhomogenitäten beteiligt sind, da sie die größte Übereinstimmung zur Planung aufweisen. Es zeigt sich, dass die leichte Handhabung der microMOSFETs und seiner Peripheriegeräte, als auch die guten Messergebnisse die Implementierung der microMOSFET im kV-Bereich möglich macht und somit diese für die Quality Assurance (dt. Qualitätssicherung) (QA) angewendet werden können.

Schlagworte: Metall-Oxid-Halbleiter-Feldeffekttransistor (MOSFET), Treatment Planning System (dt. Bestrahlungsplanungssystem) (TPS), Brachytherapie, Linearen Boltzmann-Transportgleichung (LBTE), Task Group No. 43 Report (TG-43)

Abstract

At the Department of Radiation Oncology of the Order of the Sisters of Mercy Hospital, metal–oxide–semiconductor field-effect transistor (MOSFET) dosimeters have already been used for some time for in-vivo-dosimetry in the megavolt (MV) range. The aim of this work is to utilise the MOSFET dosimeter for the verification of irradiation plans in the phantom as well as for in-vivo-dosimetry in the kilovolt (kV) range. This requires the planning and construction of a phantom specially designed for the verification of irradiation in brachytherapy, which enables variable positioning of the detector within the dose gradient. For the measurements microMOSFET detectors as well as calibrated ionisation chambers are available. An afterloader device from the manufacturer Varian is used, which is equipped with an iridium-192 source. The measurements are carried out in a water phantom, with and without inhomogeneities. The calculation of the dose, with which the measurement results are compared, is performed using the Acuros algorithm, which is based on the linear Boltzmann transport equation (LBTE) and the Task Group No. 43 Report (TG-43) formalism. The specific properties of a MOSFET are part of this investigation and are discussed in more detail. In the measurement results, the results where inhomogeneities are involved stand out in particular, as they show the greatest agreement with the design. It turns out that the easy handling of the microMOSFETs and its peripheral devices as well as the good measurement results make the implementation of the microMOSFETs in the kV range possible and thus they can be used for the Quality Assurance (QA).

Keywords: metal–oxide–semiconductor field-effect transistor (MOSFET), Treatment Planning System (TPS), Brachytherapy, linear Boltzmann transport equation (LBTE), Task Group No. 43 Report (TG-43)

Danksagung

Allen voran möchte ich mich bei meinen Betreuern bedanken. Dr. Steinhauser und Dr.ⁱⁿ Poljanc, die mir die Freiheit und Zeit gegeben haben, meine Masterarbeit in Ruhe zu verfassen. Es ist nicht so selbstverständlich einen Betreuer zu finden, der damit zurechtkommt, vor sich einen „Hackler“ sitzen zu haben, der sich nicht gern über die Schulter blicken lässt.

Meinen Betreuern im Krankenhaus der Barmherzigen Schwestern Dr.ⁱⁿ Wiesauer und Dipl.-Ing. Winkler, die mich in den Arbeitsalltag eines Strahlenphysikers eingeführt haben, mich werken haben lassen, aber immer mit einem passenden Ratschlag oder Anregungen parat waren, wenn ich diese benötigte.

Dem Strahlenphysiker Team im Krankenhaus der Barmherzigen Schwestern möchte ich Danke sagen für: Die Hilfe bei Acuros und den vielen Fehlermeldungen bei Titan; die Frage an einen Physiker; Bestrahlungsstein; die Erstellung der CT-Bilder; das ich so nett im Team aufgenommen wurde; uvm. Es würde den Rahmen noch mehr sprengen, wenn ich alles auflisten würde, aber an meinen Dank schmälert sich dennoch nichts.

Den „Wagerlfahrern“ des Krankenhauses, die mir ihre Werkstatt für den Bau des Phantoms zur Verfügung gestellt haben. Aber erst, nachdem ich ihnen bewiesen haben, dass ich über das nötige handwerkliche Geschick verfüge.

Den nachfolgenden Personen möchte ich danken nicht nur für Ihre Unterstützung bei meiner Diplomarbeit, sondern auch für Ihren Beistand bei meinem gesamten Studium.

Ein großes Danke an meine Familie, welche innerhalb eines Tages von der Frage „Wie weit bist du mit deiner Arbeit?“ gewechselt ist zu „Hast du schon eine Note von deiner Betreuerin bekommen?“. Wir haben es geschafft und das Beste aus allem gemacht.

Meinen Freunden und den Studienkollegen, die zu Freunden wurden. Ihr habt mich tatkräftig unterstützt und mich manchmal einfach Fachsimpeln lassen und zugehört. Außerdem war keiner von euch je darüber böse, dass ich aufgrund meines Studiums weniger Zeit hatte.

Und mein letzter Dank gilt meinen Feuerwehrkameraden und Feuerwehrkameradinnen, die jedes Mal, auch wenn es nur eine halbe Seite war, die ich geschrieben habe, sich darüber so gefreut haben, wie wenn ich fertig wäre. Diese positiven Rückmeldungen haben mich bestärkt weiter zu machen.

Die Selbstverständlichkeit, mit der alle glaubten, dass ich „eh schon längst fertig wäre“ hat mir dabei geholfen weiter zu machen, auf dass ich wirklich fertig werde.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1. Problemstellung und Forschungsfrage	1
1.2. Einführung in die Brachytherapie	3
1.3. Das Bestrahlungsplanungssystem (TPS) und seine Algorithmen	5
1.3.1. Task Group No. 43 Report (TG-43) Algorithmus	6
1.3.2. Linearen Boltzmann-Transportgleichung (LBTE) Algorithmus	7
1.4. Aufbau und Funktionsweise eines Metall-Oxid-Halbleiter-Feldeffekttransistor (MOSFET)	10
2. Material und Methoden	14
2.1. Benutzte Geräte und Softwareprogramme	14
2.2. Herstellung des MOSFET-Phantoms	16
2.3. Vorbereitungen für die Untersuchungen	20
2.3.1. Aufbau des MOSFET-Phantoms für die Messungen	20
2.3.2. Funktionsweise des portable Reader Betriebsmodus „Calibration mode“	21
2.3.3. Funktionsweise des portable Reader Betriebsmodus „Manual Read“	23
2.4. Ablauf der Untersuchungen	23
2.4.1. Ermittlung des Bezugspunktes der Detektoren	23
2.4.2. Erhebung des Rauschens der microMOSFETs	25
2.4.3. Kalibrierfaktor-Bestimmung der microMOSFET	26
2.4.4. Vergleichsmessung von Kalibrierfaktor und Bestrahlungsplanungssystem (TPS)	28
2.4.5. Messungen mit Inhomogenitäten	29
2.4.6. Auswertung der Bestrahlungsplanungssystem (TPS)) Dosis	31
3. Resultate	33
3.1. Verwendete Formeln für die Auswertung	33
3.2. Rauschverhalten der microMOSFETs	34
3.3. Einfluss des Bias und der Vorbestrahlung auf den microMOSFET	36
3.4. Vergleich der Algorithmen und der Messdetektoren	38
3.5. Prüfungsergebnis der Inhomogenitäten Messungen	48
4. Diskussion	52
4.1. Rauschen als bauteilspezifische Eigenschaft eines MOSFET	52
4.2. Relevanz des Bias und der Vorbestrahlung auf die Messgenauigkeit	54
4.3. Der microMOSFET im Vergleich zu den Algorithmen und der Ionisationskammer	56
4.4. Verhalten der microMOSFETs beim Auftreten von Inhomogenitäten	58
4.5. Konklusion über die Verwendung von microMOSFETs für die Qualitätssicherung (QA)	59
Literatur	61
Abbildungsverzeichnis	66

Tabellenverzeichnis	70
Liste der Abkürzungen	73
Appendices	74
A. Lebenslauf	74
B. E-Mails des Herstellers Best Medical	76
C. Messaufbau und Bestrahlungsablauf	78
D. Schritt für Schritt Anleitung des portable Reader	81
E. Bestrahlungsplanbericht für die Inhomogenitäten-Messungen	82
F. Übersicht über die Messtage	84
G. Auswertung der Bezugspunkt-Messung	86
H. Ergebnisse der Kalibrierfaktor-Bestimmung	87
I. Auswertung des Rauschens	89
J. Auswertung des Bias (Vergleichsmessungen Vorbestrahlung/Nicht Vorbestrahlung und High/Standard)	92
K. Auswertung der Vergleichsmessung von Kalibrierfaktor und Bestrahlungsplanungssystem (TPS)	93
L. Auswertung der Inhomogenitäten Messung	104

1. Einleitung

1.1. Problemstellung und Forschungsfrage

In der Krebstherapie wird bei einer Strahlentherapie gezielt eine bestimmte Dosis für den Tumor angewandt, um so diesen abzutöten. Hierbei ist es wichtig, dass diese Dosis Punkt genau appliziert wird und dabei die Dosis im Zielgebiet hoch und im Normalgewebe so gering wie möglich gehalten wird. Um diese Genauigkeit und Präzision zu erlangen, werden an der Abteilung für Radioonkologie des Ordensklinikum der Barmherzigen Schwestern microMOSFETs Dosimeter des Herstellers Best Medical (in weiterer Folge nur als microMOSFETs bezeichnet) bereits seit einiger Zeit für die In-vivo-Dosimetrie im Megavolt (MV)-Bereich eingesetzt.

Die In-vivo-Dosimetrie, wie sie in der ÖNORM S 5234-1 „Klinische Dosimetrie Teil 1: Allgemeines zur Dosimetrie in der Tele- und Brachytherapie“ genauer beschrieben ist, dient dazu zu überprüfen, ob die Energiedosis, welche der Patient und die Patientin erhält, der geplanten Dosis entspricht. Des Weiteren können mit dieser Messung Abschätzungen gemacht werden, welche Strahlendisposition Organs at Risk (dt. Risikoorgan) (OAR) erhalten.

Die microMOSFETs gehören, betrachtet als elektronisches Bauteil, zur Gruppe der Halbleiter. Da microMOSFETs eine sehr geringe Größe und Gewicht besitzen und ihre Positionierung auf und in verschiedenen Körperregionen des Patienten und der Patientin erfolgen kann, werden sie von Patienten und Patientinnen nicht als störend oder unangenehm wahrgenommen. Des Weiteren ist die Handhabung sowohl der Hardware- als auch der Softwarekomponenten der microMOSFETs sehr einfach und effizient. MicroMOSFETs zeigen keine großen Schwankungen gegenüber Temperatur- und Luftdruckeinflüssen. Somit stellen microMOSFETs einen der einfachsten Detektoren dar, welcher zur Verifikation der applizierten Energiedosis am Patienten und Patientin verwendet werden kann. [1], [2, S. 32 f.], [3]

Das Ziel dieser Arbeit ist es, die microMOSFETs sowohl für die Verifizierung von Bestrahlungsplänen im Phantom als auch für die In-vivo-Dosimetrie im Kilovolt (kV)-Bereich zu implementieren. Zu diesem Zweck ist die Planung und Konstruktion eines speziell auf

die Verifikation von Bestrahlungen in der Brachytherapie ausgelegten Phantoms erforderlich, welches eine variable Platzierung des Detektors innerhalb des Dosisgradienten ermöglicht. Bei der Planung des Phantoms ist zu berücksichtigen, dass es so einfach wie möglich in der Handhabung sein sollte. Dabei sollen bestehende altbewährte Konzepte (z.B. Krieger Phantom) als auch die Empfehlung der ÖNORM S 5234-1 „Klinische Dosimetrie Teil 1: Allgemeines zur Dosimetrie in der Tele- und Brachytherapie“ als Grundlage dienen.

Die Kreuzkalibrierung der microMOSFETs erfolgt in weiterer Folge mit geeichten Ionisationskammern, welche in der Abteilung für Radioonkologie zur Verfügung stehen. Bei der Kreuzkalibrierung handelt es sich um ein Verfahren, mittels dem ein Detektor, für den kein Kalibrierschein oder Kalibrierfaktor des Herstellers vorhanden ist, ein Kalibrierwert erhoben werden kann. Dazu führt man Messungen mit einem geeichten Detektor durch. Die Messung wird mit jenem Detektor wiederholt, für den kein Kalibrierfaktor vorhanden ist. Aufgrund des erhobenen Messresultats der geeichten Kammer und den Messergebnissen der zu kalibrierenden Kammer lässt sich so ein Kalibrierwert errechnen. [2, S. 29 ff.]

Für die Implementierung der microMOSFETs im kV-Bereich ist es erforderlich folgende Fragestellungen zu klären:

1. Wie präzise und reproduzierbar sind die Messwerte der microMOSFETs im kV-Bereich?
2. Sind die mit den microMOSFETs gemessenen Werte mit jenen des TPS vergleichbar?
 - a) Vergleich mit Berechnungsalgorithmus des Task Group No. 43 Report (TG-43) welcher auf dem Abstandsquadratgesetz beruht.
 - b) Vergleich mit Berechnungsalgorithmus der Linearen Boltzmann-Transportgleichung (LBTE), welcher auf der Berechnung mittels diskreter Koordinaten beruht.
3. Wie leicht lassen sich die microMOSFETs in der Quality Assurance (dt. Qualitätssicherung) (QA) nutzen?

Für den Versuch stehen mehrere microMOSFETs als auch geeichte Ionisationskammern zur Verfügung. Es werden jene Detektoren verwendet, die auch in der Routinearbeit an

der Abteilung für Radioonkologie für die Wochen- und Monatschecks verwendet werden. Da mehrere Detektoren zur Verfügung stehen, können im Zuge der Datenerhebung genügend Datensätze für eine verlässliche Statistik generiert werden. Die Auswertung und Beurteilung der Messergebnisse erfolgt nach statistischen Methoden, wie sie in den Normen ÖNORM S 5255-1 „Messunsicherheiten und Grenzwerte im Strahlenschutz Teil 1: Grundlagen“ und ÖNORM S 5255-2 „Messunsicherheiten und Grenzwerte im Strahlenschutz Teil 2: Beurteilung von Messungen im Hinblick auf Grenzwerte“ angeführt sind. [4], [5]

1.2. Einführung in die Brachytherapie

Zur Behandlung von Karzinomen stehen mehrere Behandlungsmethoden für den Patienten und die Patientin zur Verfügung. Eine davon ist die Brachytherapie, welche unter den verschiedenen Behandlungsmethoden insofern eine Sonderstellung einnimmt, als es sich bei dieser Variante um eine Strahlentherapie handelt, mit sehr geringen Abständen zwischen Zielgebiet und radioaktiver Quelle. Die Positionierung der radioaktiven Quelle erfolgt zum Beispiel bei gynäkologischen Tumoren in einem Abstand von 1 bis 2 cm zum Tumor. Dabei können natürliche Körperöffnungen verwendet werden, um in unmittelbarer Nähe des Tumors die radioaktive Quelle für einen kurzen Zeitraum zu platzieren. Man spricht in diesem Fall von einer intrakavitären oder intraluminären Applikation. Aber auch die Platzierung ohne natürliche Öffnungen um oder in den Tumor ist durch interstitielle Behandlungsverfahren möglich. Beide Verfahren können mittels eines Afterloader-Gerätes durchgeführt werden. [6, S. 323], [7, S. 62], [8, S. 114], [9, S. 269 f.], [10, S. 580], [11, S. 37]

Bei einem Afterloader handelt es sich um ein mittels Control Room Console (dt. Kontrollraumkonsole) (CRC) computergesteuertes elektrisches Gerät und seine externen Komponenten, welches die exakte Positionierung eines Strahlerkabels mit einer radioaktiven Quelle an der Spitze, zumeist eine Iridium Quelle, ermöglicht. Ein ^{192}Ir -Strahlerkabel ist aufgebaut aus einem Edeldraht an dessen Spitze sich eine Radioaktivequelle befindet, welche in einer Edeldrahtkapsel eingeschlossen ist. Zu den externen Komponenten zählen Transferschläuche und Applikatoren, die auch als Applikationssonden bezeichnet werden, und den Transport des Strahlerkabels an die Position im Körper ermöglicht.



Abbildung 1: Klassischer Aufbau einer Brachytherapie-Behandlung mit den wesentlichsten Komponenten. Die Control Room Console (dt. Kontrollraumkonsole) (CRC) ist im Bild nicht ersichtlich, da sie sich außerhalb des Strahlenanwendungsraums befindet.

Wie der Aufbau einer Brachytherapie-Behandlung im Afterloaderverfahren aussieht, ist in Abbildung 1 zu sehen. Der Applikator wird entweder intrakavitär, intraluminar oder interstitiell in der Nähe des Karzinoms platziert. An diesen Applikator wird dann der Transferschlauch angeschlossen; er stellt die Verbindung zwischen Afterloader und Applikator her. Im Afterloader befindet sich ein Strahlerkabel, das an seiner Spitze mit der radioaktiven Quelle ausgestattet ist. Über den Steuerungs-PC wird der Bestrahlungsplan, welcher zuvor im Treatment Planning System (dt. Bestrahlungsplanungssystem) (TPS) geplant wurde, in die Software geladen und an den Afterloader übermittelt. Mit Beginn der Bestrahlung des Patienten oder der Patientin fährt zuerst eine Dummy-Quelle aus, ein Strahlerkabel ohne radioaktive Quelle in der Spitze. Erst nach Abschluss dieses Probelaufes wird der Tresor im Afterloader geöffnet, der das ^{192}Ir -Strahlerkabel enthält. Mittels eines Schrittmotors wird das ^{192}Ir -Strahlerkabel über den Transferschlauch in den Applikator geleitet, bis es seine Endposition erreicht. Auf dieser Position verweilt der ^{192}Ir -Strahler für die vom Bestrahlungsplan vorgegebene Zeit. Nach Ablauf der Bestrahlungszeit fährt das ^{192}Ir -Strahlerkabel an die nächste Bestrahlungsposition, wo es wieder für die im TPS festgelegte Zeit verweilt. Nachdem die letzte Position und Verweilzeit erreicht wurde, fährt das ^{192}Ir -Strahlerkabel zurück in den Tresor.

Die hier beschriebene Behandlung im Afterloaderverfahren stellt die Behandlung mit nur einem Applikator dar. Das Afterloader-Gerät verfügt aber über mehrere Anschlüsse für Transferschläuche, sodass umfangreichere Behandlungen mit mehreren Applikatoren möglich sind. Des Weiteren kann zur Sicherung der QA bei intrakavitären oder intraluminären Behandlungen über eine weitere natürliche Körperöffnung eine Ionisationskammer in den Körper des Patienten oder der Patientin eingeführt werden, um die Energiedosis während der Bestrahlung zu messen. [8, S. 114], [12, S. 498 f.], [13, S. 79 ff.], [14]

Die Messung der Energiedosis ist insofern sinnvoll, als speziell in der Brachytherapie eine inhomogene Dosisverteilung auftritt. In der Nähe der radioaktiven Quelle sind starke Dosisüberhöhungen feststellbar, mit steigendem Abstand fällt diese Dosis rapide ab. Somit tritt rund um die radioaktive Quelle ein starker Dosisgradient auf. Dieser ist in der Brachytherapie gewünscht, da so das umliegende, zumeist gesunde Gewebe geschont werden kann. Der Dosisgradient entspricht dem Abstandsgesetz ($1/r^2$). Der beschriebene Vorteil der Gewebeschonung aufgrund des steilen Gradienten erfordert aber eine dem Bestrahlungsplan entsprechende Positionierung und Kontrollmessungen mittels Messdetektoren, da bereits geringe Fehlpositionierungen der radioaktiven Quelle zu Strahlenschäden führen können. [8, S. 114], [9, S. 269], [10, S. 580 ff.]

1.3. Das Bestrahlungsplanungssystem (TPS) und seine Algorithmen

Bereits seit vielen Jahrzehnten wird radioaktive Strahlung zur Behandlung von Tumoren eingesetzt. Ziel jeder dieser Behandlungen ist es, die Zellteilung der Tumorzellen durch Zerstörung der Tumorzellen, Sterilisation dieser, oder den eintretenden Zelltod bei der Zellteilung, zu verhindern. Dabei wird der Effekt von ionisierender Strahlung genutzt, Schädigungen oder Veränderungen in der Desoxyribonukleinsäure (DNS) der Tumorzellen hervorzurufen. Diese Schädigung durch radioaktive Strahlung ist nicht nur auf entartete Zellen beschränkt, auch gesunde Zellen können bei einer Strahlenbehandlung irreversibel geschädigt werden. Um so wichtiger ist es, den Patienten, der Patientin eine optimale Behandlung zukommen zu lassen. Dabei spielt die Bestrahlungsplanung und in weitere Folge das TPS eine entscheidende Rolle. [8, S. 44 f.], [9, S. 54 ff.], [15, S. 1], [16, S. 23], [17, S. 338, 340]

Bei einem TPS handelt es sich wie in der EN 62083 „Medical electrical equipment - Requirements for the safety of radiotherapy treatment planning systems“ und ÖNORM S5295 „Bestrahlungsplanungssysteme - Konstanzprüfungen und Qualitätsmerkmalen“ definiert um eine „Anlage – üblicherweise ein programmierbares elektronisches System – einschließlich ihrer angegliederten Peripheriegeräte, die zur Simulation der Strahlenanwendung auf einen Patienten oder einer Patientin für eine vorgesehene strahlentherapeutische Behandlung eingesetzt werden“; [18, S. 3], [19, S. 8].

Das TPS ist somit eine Berechnungssoftware, welche aus Basisdaten und Kalkulationsalgorithmen besteht. In dieser Software werden Bilddaten von Computertomografie (CT), Magnetresonanztomografie (MRT) oder Positron-Emission-Tomografie (PET) des Tumors herein geladen. Anhand dieser Bildaufnahmen erfolgt die Festlegung des Bestrahlungsvolumens, das den Tumor und einen Sicherheitsraum umfasst, und die Erstellung des Bestrahlungsplans. Je nach Komplexität des zu bestrahlenden Volumens können verschiedene Typen von Kalkulationsalgorithmen angewendet werden. Typ A stellen die homogenen Dosisberechnungen dar, Typ B sind Faltungs-/Überlagerungs-Algorithmen und Typ C repräsentieren die Algorithmen, welche auf Monte Carlo Simulation (MC) und Linearen Boltzmann-Transportgleichung (LBTE) beruhen. Das TPS BrachyVision (frühere Version, inzwischen umbenannt auf Eclipse) mit seinem Algorithmus Acuros BV des Herstellers Varian gehört zum Typ C, da es die statische oder zeitunabhängige LBTE, zur Berechnung nutzt. Zusätzlich ist auch der Task Group No. 43 Report (TG-43) Algorithmus in diesem TPS inkludiert. [15, S. 7 f., 12 f., 15], [17, S. 333 f.], [20, S. 9, 13], [21, S. 9 f.]

1.3.1. Task Group No. 43 Report (TG-43) Algorithmus

Wie bereits erwähnt, ist im TPS Eclipse der TG-43 Algorithmus einschließlich seiner dazugehörigen Datensätze integriert. Dieser Algorithmus legt die radioaktive Quelle in ein Koordinatensystem, wobei der Ursprung des Koordinatensystems in der Mitte der Längsachse der Strahlenquelle liegt. Die Berechnung der Dosis geschieht im Punkt $P(r, \theta)$, siehe dazu Abbildung 2. Je nach Abstand (r) und Winkel (θ) zum Ursprung der Strahlenquelle ergibt sich die Dosis nach Gleichung 1. Diese Formel ist für die meisten Berechnungen der Dosisleistung ausreichend, doch hat sie den Nachteil, dass sie nur für homogene Strahlungsfelder, zumeist Wasserumgebungen, ausgelegt ist. So sind

Berechnungen, bei denen heterogene Effekte auftreten, mit diesem Algorithmus für die korrekte Dosisbestimmung nicht zulässig. [10, S. 585, 588], [20, S. 37]

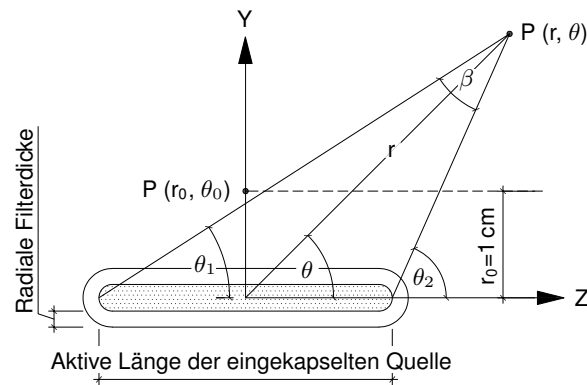


Abbildung 2: Geometrie für die Dosisberechnung nach der Gleichung 1; $P(r; \theta)$ ist der Punkt des Interesse und $P(r_0; \theta_0)$ bildet den Referenzpunkt (Quellen: beeinflusst durch [22, S. 213]).

$$\dot{D}(r, \theta) = \Lambda S_K \frac{G(r, \theta)}{G(1, 0, \pi/2)} F(r, \theta) g(r) \quad (1)$$

$\dot{D}(r, \theta)$	Dosisrate im Punkt (r, θ)	[cGy/h]
Λ	Dosisraten-Konstante	[cGy/h U]
S_K	Luftkermastärke	[U= cGy cm ² /h]
$G(r, \theta)$	Geometriefaktor	[1/cm ²]
$F(r, \theta)$	Anisotropie-Korrekturfaktor	[]
$g(r)$	Streuungsfaktor	[]

[20, S. 40], [23, S. 2139]

1.3.2. Linearen Boltzmann-Transportgleichung (LBTE) Algorithmus

Um die Berechnung von heterogenen Feldern zu ermöglichen, verwendet Eclipse die LBTE. Die LBTE wurde von Ludwig Boltzmann eingeführt, es handelt sich dabei um eine kinetische Gleichung, die Stöße in der Formel durch ein Stoßintegral mit berücksichtigt. Mit dieser Formel lassen sich nicht nur die Bewegungen von Strahlungsteilchen innerhalb von Materie beschreiben, sondern auch die Wechselwirkungen, welche mit der Materie auftreten können. Solche Berechnungen werden zumeist stochastisch mittels Monte Carlo Simulation (MC) berechnet. Nachteil dieser Methode ist, dass der Rechenaufwand sehr

hoch ist, sogar leistungsstarke Computermodelle benötigen einen hohen Zeitaufwand, um die LBTE zu lösen. Um die Rechenzeit zu minimieren, setzt der Algorithmus von Acuros BV auf eine deterministische Methode der Berechnung durch diskrete Ordinaten. Bei der Diskretisierung werden sowohl die XYZ-Bereiche, als auch die Winkelvariablen, welche die Strahlungsrichtung angeben, sowie die mögliche Anzahl an Richtungen, welche das Strahlungsteilchen während seines Weges durch die Materie gehen kann, auf eine endliche Anzahl reduziert. So wird die Winkelvariable der Winkelphotonenfluenz diskretisiert. Bei dieser Diskretisierung der LBTE wird ein Volumen in kleine Voxel unterteilt. Die Photonen verlassen die Quelle und treten in das Volumen ein. Dort werden sie entweder gestreut, absorbiert oder passieren das Volumen ungehindert, um im Anschluss aus dem Volumen wieder auszutreten. Die Bewegung der Photonen wird dabei mittels der Gleichung 2 berechnet. Die Fluenz ohne Wechselwirkung $\Phi_{p,g}^{unc}(\vec{r})$ wird durch Strahlenverfolgung von der Quelle aus für jedes Voxel bestimmt.

Die LBTE ist für die Lösung der gestreuten Fluenz zuständig und repräsentiert die kollidierte Fluenz $\Phi_g^{coll}(\vec{r})$. Für jedes Voxel des Volumens ist eine Dichte $\rho(\vec{r})$ hinterlegt. Dies ermöglicht die Berechnung der Dosis nach Gleichung 3. Eine bildhafte Umsetzung dieser Methode ist in Abbildung 3 ersichtlich.

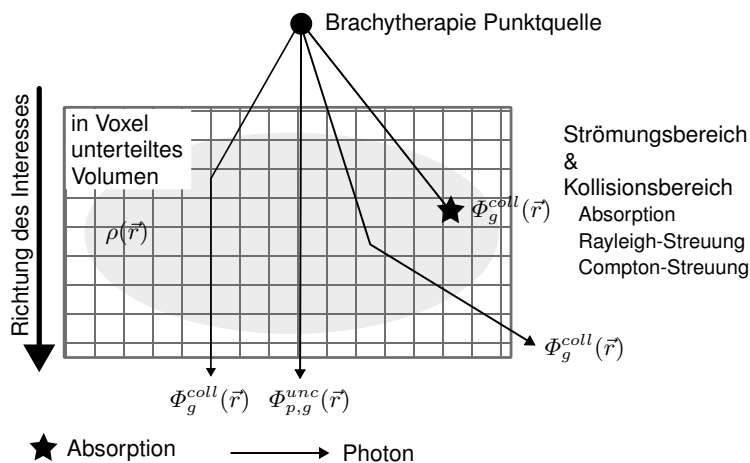


Abbildung 3: Bildhafte Darstellung der Diskretisierung der LBTE anhand eines kleinen Volumens das in Voxel unterteilt ist. (Quellen: beeinflusst durch [24, S. 927], [25, S. 1901], [26, S. 2]).

Die Gleichung 2 zeigt die LBTE, wie sie im Berechnungsalgorithmus Acuros Eclipse hinterlegt ist und integriert wird. Der erste Term dieser Gleichung stellt den Strömungsop-

rator dar, der zweite Term der linken Hälfte ist der Kollisionsoperator. Die rechte Hälfte gliedert sich in den Term für Streuquellen und Quellen aus den Brachytherapiepunktquellen, somit repräsentiert die rechte Hälfte sämtliche Strahlungsquellen-Terme. Um nun die Dosisrate zu berechnen, verwendet das TPS Eclipse die Gleichung 3, um die Fluenz in Dosis umzurechnen. [20, S. 9, 12], [21, S. 5], [23, S. 2143 f.], [27, S. 191], [24, S. 925], [28, S. 167]

$$\hat{\Omega} \cdot \vec{\nabla} \Psi + \sigma_t \Psi = q_{scat} + \sum_{p=1}^P \frac{q_p}{4\pi} \delta(\vec{r} - \vec{r}_p) \quad (2)$$

$\hat{\Omega}$	Richtung	[]
Ψ	Winkelphotonenfluenz (oder Fluss, wenn nicht zeitintegriert)	[J/m ²]
σ_t	Makroskopischer Gesamtquerschnitt	[1/m]
q_{scat}	Quelle der Photonenstreuung	[]
q_p	Photonen-Punktquelle	[]
$\delta(\vec{r} - \vec{r}_p)$	Dirac-Delta-Funktion zwischen...	[]
\vec{r}	... der Position und	[]
\vec{r}_p	... dem Ort der Punktquelle	[]

[20, S. 13], [24, S. 926], [25, S. 1901 f.]

$$D(\vec{r}) = \frac{1}{\rho(\vec{r})} \sum_{g=1}^G \sigma_{KERMA,g}(\vec{r}) \left\{ \sum_{p=1}^P \Phi_{p,g}^{unc}(\vec{r}) + \Phi_g^{coll}(\vec{r}) \right\} \quad (3)$$

$D(\vec{r})$	Dosis im Punkt \vec{r}	[Gy]
$\rho(\vec{r})$	Dichte an der Position \vec{r}	[kg/m ³]
$\sigma_{KERMA,g}(\vec{r})$	Makroskopischer KERMA-Querschnitt	[eV barn= J m ²]
$\sum_{p=1}^P$	Total skalare Fluenz, umfasst...	
$\Phi_{p,g}^{unc}(\vec{r})$...unkollidierte Komponenten, an der Position \vec{r}	[1/m ²]
$\Phi_g^{coll}(\vec{r})$...kollidierte Komponenten, an der Position \vec{r}	[1/m ²]

[20, S. 20]

1.4. Aufbau und Funktionsweise eines Metall-Oxid-Halbleiter-Feldeffekttransistor (MOSFET)

Wie im Namen Metall-Oxid-Halbleiter-Feldeffekttransistor (MOSFET) enthalten, besteht das Bauelement aus einer Metallbeschichtung, auf die Siliziumdioxid (SiO_2) aufgetragen wird. Die Siliziumdioxidfläche wird mit einem Halbleiter, meist n- oder p-dotiertem Silizium (Si) verbunden. Die Dotierung des Siliziums erfolgt durch den Einbau von Fremdatomen. Liegen mehr Elektronen vor, spricht man von einer n-Dotierung. Bei p-Dotierung gibt es einen Elektronenmangel, in diesem Fall spricht man davon, dass die Löcher überwiegen. Jeweils zwei n- oder p-dotierte Silizium-Elektroden sind in einem Substrat eingebettet und liegen einander gegenüber, sie werden als Source und Drain bezeichnet. Oberhalb des dotierten Siliziums befindet sich eine, mit Siliziumdioxid ummantelte, Metallplatte, diese stellt das Gate dar. [29, S. 6, 357, 359 f.], [30, S. 6 f., 9, 105], [31, S. 75, 219 f.]

Ein MOSFET ist ein elektronisches Bauelement, welches aufgrund seiner schnellen Steuerbarkeit und des nicht erforderlichen Steuerstromes in vielen elektronischen Geräten eingebaut ist. Diese Vorteile und die Funktionsweise eines MOSFET beschreibt Smoliner [32, S. 266] bildlich mit einem Gartenschlauchmodell. Dabei wird auf den Gartenschlauch, durch den Wasser mit einem gewissen Druck fließt, durch Zudrücken des Schlauches mit dem Fuß die Wasserzufuhr unterbrochen. Jener Wasserdruck, der am Wasserhahn austritt, ist unsere Sourcespannung. Der Wasserdruck, welcher bei der Gartenschlauchspritze vorne noch vorhanden ist, ist die Drainspannung und der auf den Schlauch drückende Fuß stellt die Gatespannung dar.

Dieses Modell suggeriert, dass der MOSFET als Schalter Anwendung findet, was zwar zutrifft, aber nicht dem kompletten Anwendungsgebiet des MOSFET entspricht. Des Weiteren liefert dieses Modell keine Erklärung dafür, wie der MOSFET als Detektor in der Strahlenphysik angewendet werden kann. Um dies zu erläutern, wird das Modell des Gartenschlauchs näher im Detail beschrieben. Für die genaue Erklärung der Funktionsweise eines MOSFET erfolgt die Beschreibung anhand eines p-Kanal MOSFET, so wie er auch Anwendung findet in den microMOSFETs des Herstellers Best Medical. [29, S. 357, 362], [31, S. 219], [32, S. 265 f.], [33], [34, S. 69]

Liegt keine Spannung zwischen Gate- und Sourceanschluss an, ist der p-Kanal MOSFET gesperrt, somit spricht man auch von einem selbstsperrender MOSFET. Wird nun zwischen Gate- und Source eine negative Spannung angelegt, lädt sich das Gate negativ auf, im Silizium-Substrat unterhalb des Gates bildet sich ein entsprechendes positives elektrisches Feld aus, da aus dem Silizium-Substrat mehr Löcher angezogen werden. Mit steigender Spannung am Gate nimmt die Zahl der Löcher zu und es bildet sich eine Verbindung zwischen Source und Drain aus, diese Verbindung nennt man den Inversionskanal. Über diese Verbindung kann nun ein Strom zwischen Source und Drain fließen. Dieser Stromfluss wird durch die Potenzialdifferenz der beiden Elektroden Source und Drain hervorgerufen. Im Falle des p-Kanal MOSFET ist die Source auf einem positiven Potential. Um die Potenzialdifferenz auszugleichen wandern Löcher von der positiveren zur negativeren Elektrode.

Die Gate-Spannung beeinflusst somit die Ausbildung des Inversionskanals und kann daher den Strom im Inversionskanal abschwächen oder verstärken, da dementsprechend der Kanal breiter oder schmaler gemacht werden kann. Ein Bild eines p-Kanal MOSFET ist in Abbildung 4 ersichtlich. Im bildlichen Beispiel des Gartenschlauchmodells reguliert der Fuß, welcher die Wasserzufuhr im Schlauch unterbricht, durch die Stärke, wie fest der Fuß auf den Schlauch tritt, die Menge die durch den Schlauch kommt und somit den Druck an Wasser. [29, S. 362 ff.], [30, S. 106 f.], [31, S. 79, 219 f.], [35, S. 279 ff.]

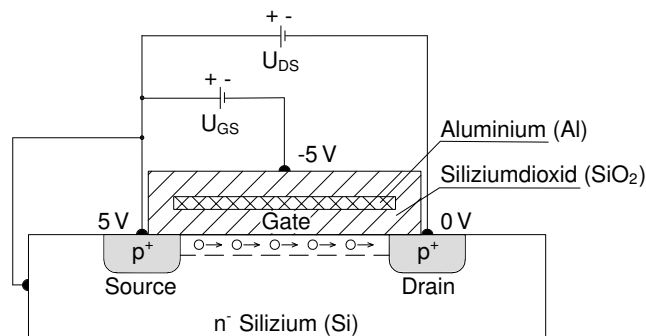


Abbildung 4: Schnitt durch einen p-Kanal MOSFET dessen Inversionskanal sich aufgebaut hat. (Quellen: beeinflusst durch [30, S. 107], [36, S. 373], [37, S. 116], [35, S. 280 f.]).

Für die Verwendung des MOSFET in der Strahlenphysik kommen die Steuerungseigenschaften zum Tragen. Ein MOSFET, dessen Inversionskanal vollständig aufgebaut ist, wird einer ionisierenden Strahlung ausgesetzt. Die im Silizium-Substrat enthaltenen Bin-

dungen von einzelnen Si-Atomen werden aufgebrochen und es entstehen freie Elektronen, das Silizium wird ionisiert. Diese freien Elektronen wandern zum Gate und sorgen für eine Reduzierung der Ladung des Inversionskanals. Bei der Ionisation entstehen ebenfalls Löcher, diese sind aber sehr unbeweglich. Um wieder einen Inversionskanal auszubilden, über den Strom von Source zu Drain fließen kann, ist es erforderlich, dass sich die Gatespannung erhöht. Durch diese stärkere Spannung werden die Löcher zum Gate angezogen und es entsteht wieder ein Inversionskanal, über den der Strom fließen kann. Dabei ist anzumerken, dass der Stromfluss trotz Veränderung der Gatespannung konstant bleibt, da keine Vergrößerung des Inversionskanals hervorgerufen wird. Es wird nur der Knick aus dem Gartenschlauch entfernt. Diese Spannungsverschiebung stellt ein Maß für die Dosis dar. [10, S. 24], [30, S. 4 f.], [32, S. 93], [33], [38, S. 196], [39, S. 960 f.], [40, S. 121]

Bezüglich der Begrifflichkeit muss hier ein Einschub erfolgen, um Verwirrungen vorzubeugen. Wird der Ausdruck microMOSFET verwendet, ist damit das microMOSFET Dosimeter TN-502RDM gemeint, somit stellen microMOSFETs mehrere TN-502RDM Dosimeter dar. Ein MOSFET ist ein einzelnes elektronisches Bauteil. Zwei MOSFETs bilden einen microMOSFET Dosimeter TN-502RDM.

Der microMOSFET des Herstellers Best Medical zeigt zwei Besonderheiten auf. Einerseits ist das Volumen der microMOSFET klein, andererseits ist ein microMOSFET-Chip aus zwei MOSFETs aufgebaut (Abbildung 5). Dieser Aufbau des microMOSFET hat den Vorteil, die Linearität und Stabilität zu erhöhen. Jeder der beiden MOSFETs auf dem Chip besitzt eine eigene Gatespannung U_{GS} , MOSFET 1 von -15 V/-6 V und MOSFET 2 von -3 V.

Die Schwellenspannung, jene Spannung bei der ein Strom von Source zu Drain fließen kann, stellt jene Spannung dar, bei dem sich ein Inversionskanal ausbildet. Dieser Wert wird im portable Dosimeter Reader als Soll-Wert hinterlegt. Wird nun der microMOSFET mit ionisierender Strahlung bestrahlt, erhöht sich die Spannung bei gleichbleibendem Stromfluss. Dieser Ist-Wert der Spannung wird mit dem Soll-Wert verglichen und die Differenz stellt die Spannungsverschiebung aufgrund der applizierten Strahlung dar.

Es besteht weiters die Möglichkeit, den Bias umzustellen. Dies bedeutet bei MOSFET 1 die Gatespannung U_{GS} von -15 V auf -6 V zu erhöhen. Die Erhöhung der Gatespannung U_{GS} trägt zur Steigerung der Sensitivität gegenüber ionisierender Strahlung bei. Im Falle der Versuche, welche im kV-Bereich durchgeführt wurden, war es erforderlich, den Bias auf „High“ (-15 V) zu stellen. [3], [41], [42], [43], [39, S. 960 f.]

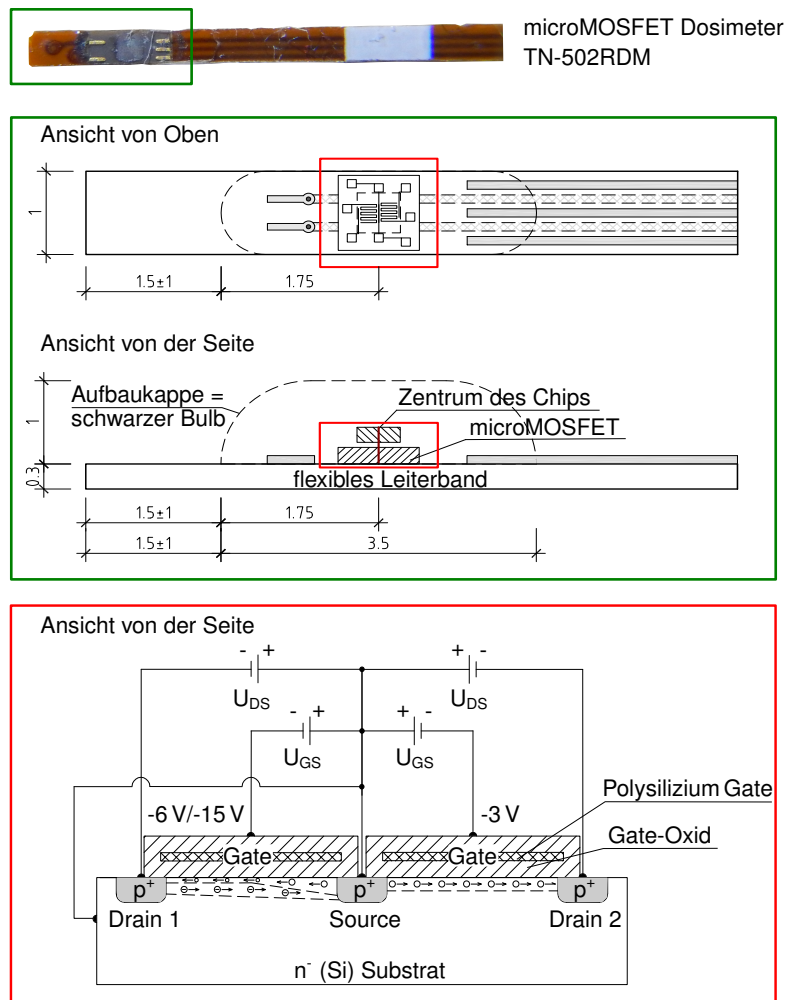


Abbildung 5: Oben: Foto eines microMOSFET mit Detailansichten, wobei hier die Aufbaukappe entfernt wurde. Grüner Rahmen: Vergrößerung des microMOSFET mit Ansicht von oben und der Seite. Roter Rahmen: Schnitt durch den microMOSFET-Chip mit Aufbau und Wirkungsweise des Chips. Maße in mm. (Quellen: beeinflusst durch [3], [33], [42], [43], [44], [31, S. 220], [34, S. 99], [45, S. 154].)

2. Material und Methoden

2.1. Benutzte Geräte und Softwareprogramme

Im Krankenhaus der Barmherzigen Schwestern in Linz steht ein Afterloader-Gerät, welches für Brachytherapie-Behandlungen eingesetzt wird, zur Verfügung. Dieser Afterloader ist mit einer ^{192}Ir -Quelle ausgestattet. Da ^{192}Ir eine Halbwertszeit von 73,83 Tagen besitzt [10, S. 581], [13, S. 29] ist es erforderlich, die Quelle in regelmäßigen Intervallen zu wechseln, um die Behandlungszeit für den Patienten oder die Patientin so kurz wie möglich zu gestalten. Nach jedem Tausch werden auch die im TPS hinterlegten Werte für die aktuelle Quelle angepasst, damit die Aktivität der Quelle mit jener der Planung übereinstimmt und so die tagesspezifische Aktivität für die Behandlung herangezogen wird.

Vor Beginn der Versuche wurde die Quelle durch den Hersteller Curium Netherlands B.V. gewechselt. Ein weiterer Quellenwechsel erfolgt drei Monate später. Die Quellen-Spezifikationen, wie Aktivität und Seriennummer, wurden dem Quellenzertifikat entnommen und sind in der unten stehenden Tabelle 1 ersichtlich.

Tabelle 1: Informationen über die ^{192}Ir Aktivität, welche von dem Hersteller Curium Netherlands B.V. spezifiziert wurde.

Tag der Messung [TT.MM.JJJJ]	Zeit der Messung [hh:mm]	Referenz Luftkerma Rate [mGy h ⁻¹]	Quellen Aktivität [Ci]	Seriennummer (SN) der Quelle []
06.10.2023	07:31	45,57	11,17	NLF 01 27-003-0808
11.01.2024	12:48	54,36	13,35	NLF 01 27-003-0892

Neben dem besagten Afterloader-Gerät wurden für die Untersuchung weitere Geräte benötigt. Eine Auflistung dieser ist in Tabelle 2 angeführt.

Der Standardaufbau für Versuche in der Brachytherapie setzt sich aus drei Komponenten zusammen: (1) dem Afterloader mit seinen peripheren Geräten, (2) einem Ersatzmaterial für menschliches Gewebe zumeist in Form eines Phantoms [38, S. 230, 381] und (3) den Messdetektoren in Kombination mit einem Elektrometer oder einem gleichwertigen Spannungsmessgerät.

Tabelle 2: Liste der verwendeten Geräte, welche für die unterschiedlichen Versuche verwendet wurden.

Geräte	Hersteller	Model	Produktnr. / Software Version
Afterloadersystem	Varian	Bravos-Afterloader	02.02.00
		Bravos Steuerungssoftware	01.02.00
		Control Room Console (dt. Kontrollraumkonsole) (CRC)	02.02.00
		Transfer Guided Tube (dt. Transferschlauch)	GM11010870
		Applicator probe (dt. Applikationssonde)	GM11002070
TPS	Varian	Eclipse	15.6.8.73
Detektoren	Best Medical PTW	microMOSFET Dosimeters 0,3 cm ³ Semiflex Chambers	TN-502RDM-H TM31013
Elektrometer	Best Medical PTW	portable Dosimeter Reader UNIDOSE ^{webline}	TN-RD-91 / 1.3 T10021 / 2.01
MOSFET-Phantom	iba	Calibration Water Phantom	WP34
	selbst gebaut	Grundplatte	-
		microMOSFET-Halter	-
		Ionisationskammer-Halter	-
Inhomogenitäten	dose point	RT-smartCT ^{QA}	-

Bei den für diese Untersuchung verwendeten Detektoren handelte es sich um Ionisationskammern und mehrere microMOSFETs. Zwei unterschiedliche 0,3 cm³ Semiflex Chambers Ionisationskammern des gleichen Bautyps wurden im Laufe der Untersuchung verwendet, da während des Versuchs die erste Ionisationskammer (SN 1540) am Kabel beschädigt wurde und somit nicht mehr gewährleistet werden konnte, dass die Kammer noch wasserdicht ist. Beide 0,3 cm³ Semiflex Chambers besitzen einen Kalibrierschein und wurden zusammen mit dem Elektrometer Unidose^{webline} von Seibersdorf Laboratories kalibriert. Der entsprechende ⁶⁰Co Kalibrierfaktor wurde für das gesamte Experiment mit berücksichtigt. Für die microMOSFETs ist kein solcher Kalibrierschein verfügbar, da die Lebenserwartung der microMOSFETs auf 20 Gy begrenzt ist und eine Kalibrierung in einem entsprechenden Labor nicht rentabel wäre.

Im Laufe der Untersuchung wurden zwei Sets zu je fünf Stück microMOSFETs verwendet. Die microMOSFETs besitzen unterschiedliche Seriennummern und sind zusätzlich innerhalb des Sets mit verschiedenen Farben (lila, rot, gelb, blau und grün) versehen, um das Risiko von Verwechslungen zu minimieren. Das zweite Set enthielt einen defekten microMOSFET, welcher bereits ab Werk beschädigt war. Dieser defekte gelbe microMOSFET konnte somit nicht für den Versuch verwendet werden.

Bei dem WP34 Wasserphantom handelt es sich um einen 410/326/370 mm (L/B/H) großen Wassertank, der mit einem mechanischen Fahrwerk ausgestattet ist. Dieses Fahrwerk besteht aus zwei Metallrohren, die oberhalb des Wassertanks rechts und links angebracht sind. In diese Rohre sind Metallwinkel eingehängt, welche über ein Schraubgewinde verfügen. Mittels eines Gummiriemens und einer Stellschraube an der Seite können so die Winkel in longitudinaler Richtung verändert werden. Eine seitlich am Wassertank befindliche Längenskala und ein Positionspfeil, der sich auf einem der Winkel befindet, ermöglicht das Ablesen der Position der beiden Winkel.

Bei der Applikationssonde handelt es sich um ein 320 mm langes und 3 mm dickes Edelstahl Metallrohr. Dieses verfügt an einem Ende über einen Anschluss für die Transferschläuche. Der Transferschlauch ist ein 1000 mm langer, transparenter Plastikschlauch, der auf einem Ende über eine Anschlusskupplung verfügt, die für die Kopplung an Applikationssonden vorgesehen ist, und am anderen Ende einen Stecker aufweist, der die Verbindung zum Afterloader ermöglicht.

2.2. Herstellung des MOSFET-Phantoms

Für den Versuch wurde ein Phantom mit folgenden Anforderungen benötigt:

1. Steckplätze für microMOSFET Dosimeter und $0,3 \text{ cm}^3$ Semiflex Chamber
2. Material des Phantoms aus wasserähnlicher Substanz, um annähernd gewebeäquivalent messen zu können
3. Variation der Distanz der Detektoren zur Quelle, um den Bereich des Dosisgradienten genau bestimmen zu können
4. die Möglichkeit, Inhomogenitäten anzubringen

5. einfach in der Handhabung
6. flexibel in der Anwendung, um für weitere Untersuchungen zur Verfügung zu stehen

Da es von Seiten des Herstellers Best Medical kein passendes Phantom gab, welches die geforderten Anforderungen erfüllt und am freien Markt ebenfalls kein solches Produkt verfügbar war, wurde für die Untersuchung ein eigenes Phantom angefertigt.

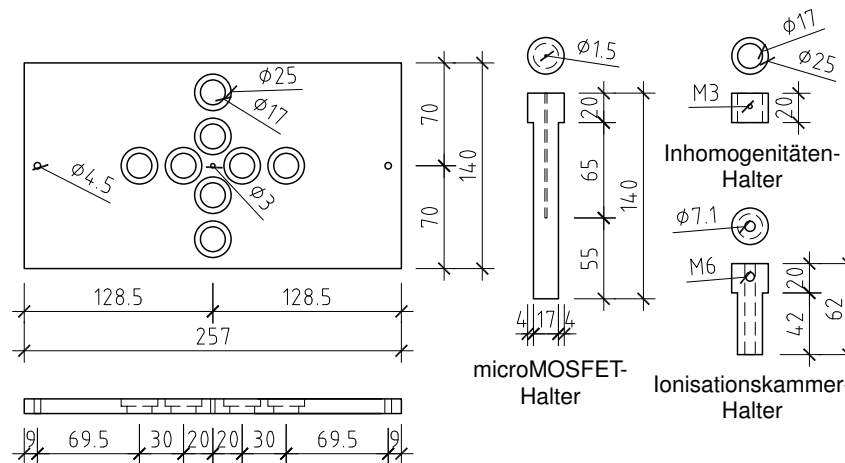


Abbildung 6: Konstruktionsplan für das MOSFET-Phantom. Links: Grundplatte mit den Steckplätzen für die Halterungen und Applikationssonde. Rechts: die unterschiedlichen Halter für die verschiedenen Geräte. Maße in mm. (Quellen: beeinflusst durch [33], [46, S. 26], [47, S. 28]).

Dazu wurde eine Grundplatte entworfen, welche in der Mitte einen Steckplatz für die Applikationssonde enthielt. Diese Applikationssonde wurde an den Afterloader angeschlossen und diente dazu die Quelle zu führen und zu positionieren. Rund um diese Sonde befanden sich in Abständen von 20 mm und 50 mm Steckplätze für die Halterung der Detektoren und Inhomogenitäten. Die Abstände wurden bewusst so gewählt um eine Tiefendosis von 30% (20 mm) und 3% (50 mm) [13, S. 31] untersuchen zu können. Eine Darstellung dieser Beschreibung ist in Abbildung 6 ersichtlich. Die Grundplatte wurde von ihren Abmessungen so ausgelegt, dass sie auf das Fahrwerk des Wasserphantoms WP34 des Herstellers iba angeschraubt werden konnte. Der Durchmesser für die Steckplätze der Halter richtete sich nach dem Durchmesser der Rundstäbe der Inhomogenitäten. Diese Inhomogenitäten wurden dem Phantom RT-smartCT^{QA} entnommen.

Die Durchmesser der Halter richteten sich einerseits nach dem Durchmesser des Steckplatzes und andererseits nach dem zur Verfügung stehenden Material. Da für die Fer-

tigung nur 25 mm dicke Polymethylmethacrylat (PMMA) Rundstäbe zur Verfügung standen. Zusätzlich wurde bei den Haltern berücksichtigt, dass der vom Hersteller vorgegebene Bezugspunkt (= der Messort von Ionisationskammer bzw. microMOSFET) der beiden Detektoren zueinander auf gleicher Höhe lag, siehe dazu Abbildung 7. Bei der 0,3 cm³ Semiflex Chamber bezieht sich der Bezugspunkt des Herstellers auf den geometrischen Schwerpunkt des Luftvolumens der Kammern. Für die microMOSFETs stellt dieser Bezugspunkt das Zentrum des MOSFET-Chips dar. Um für die 0,3 cm³ Semiflex Chamber eine einfach ausführbare und reproduzierbare Positionierung auf der geforderten Höhe zu ermöglichen, wurde der braune Farbring, welcher sich auf der Kammer befindet, als Nullpunkt herangezogen.

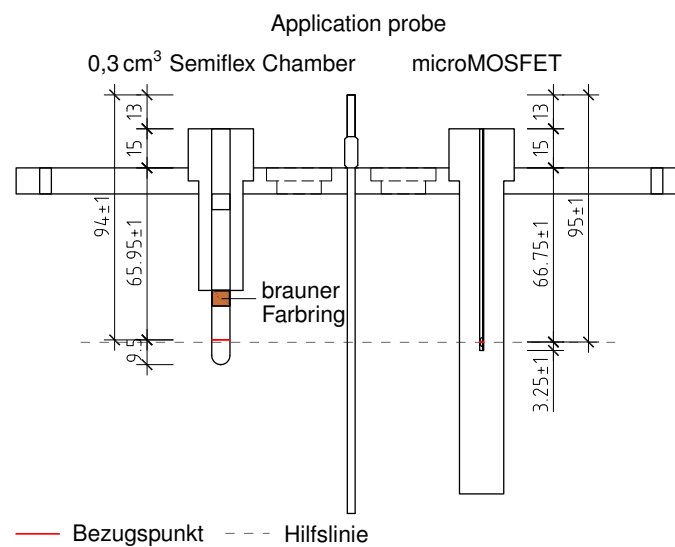


Abbildung 7: Vertikaler Schnitt durch den Messaufbau des MOSFET-Phantom mit 0,3 cm³ Semiflex Chamber (Links), Applikationssonde (Mitte) und microMOSFET (Rechts). Die rote Linie markiert den vom Hersteller vorgegebenen Bezugspunkt der Detektoren. Maße in mm. (Quellen: beeinflusst durch [33], [46, S. 26], [47, S. 28]).

Die Herstellung des MOSFET-Phantoms erfolgte in der Werkstatt des Krankenhauses, welche neben den nötigen Materialien auch über die passenden Maschinen verfügte.

Für die Grundplatte stand eine PMMA-Platte, auch bekannt als Acrylglas oder Plexiglas, zur Verfügung. Diese wurde auf ein Format von 257/140 mm geschnitten. Die Bohr- und Fräsmaschine Vario KF25L des Produzenten Bernardo verfügt über einen Kreuztisch mit Längsmessskala. Auf diesen Kreuztisch wurde zentral ein Maschinenschraubstock angebracht. In diesen Schraubstock wurde die Acrylglasplatte fixiert. Durch das Fahrge-

stell des Kreuztisches, die Messskala und passende Fräser wie Bohrer, war es möglich, auf eine Genauigkeit von $\pm 0,5$ mm die Steckplätze für die Halter zu bohren und so die Grundplatte zu fertigen. Dabei kam während des Fräsvorganges eine Wasserkühlung mittels Spritzflasche zur Anwendung, um eine ansprechende Oberflächenbeschaffenheit der Bohrlöcher zu erzielen.

Die Halter wurden aus einem PMMA-Rundstab mit 25 mm Durchmesser gefertigt. Von diesem Rundstab wurden mit etwas Überlänge passende Stücke abgeschnitten. Diese wurden in das Spannfutter der Feindrehmaschine Proxxon PD360 gespannt. Zuerst wurden die Löcher gebohrt, in denen später die Detektoren platziert werden würden, wobei aufgrund der kleinen Dimension des Bohrers bei den Haltern für die microMOSFETs darauf geachtet wurde, während des Bohrvorganges den Bohrer mittels Wasser zu kühlen als auch die Späne aus dem Loch auszuschwemmen. Dies ist notwendig, da sich der Bohrer durch die Verunreinigung und Hitze sonst verbogen oder verlaufen hätte, und die Löcher wären nicht zentriert. Im Anschluss wurde das überschüssige Material mittels Diamantklinge abgedreht, um auf den angestrebten Durchmesser von 17 mm zu kommen. Dabei wurde mittels Schublehre der Durchmesser in regelmäßigen Abständen kontrolliert, sodass die Halter mit einer Genauigkeit von $\pm 0,5$ mm in der Fertigung hergestellt werden konnten. Im Anschluss wurden die Halter auf die Endlänge gebracht.

Bei den Haltern für die Inhomogenität als auch jener der $0,3 \text{ cm}^3$ Semiflex Chamber wurde ein Schraubgewinde für Plastikschrauben angebracht, wodurch Ionisationskammern und Inhomogenitäten fixiert werden können.

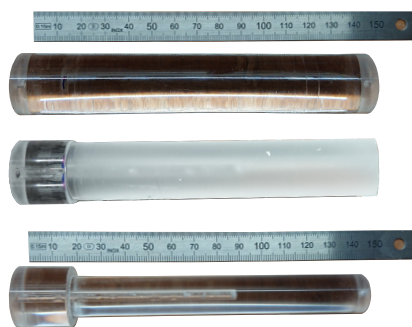


Abbildung 8: Bearbeitungsstadien des microMOSFET Halter.

Die Polierte und klar durchsichtige Oberfläche ist in Abbildung 8 zu erkennen und diente der Sichtkontrolle für die Positionierung des microMOSFET.

2.3. Vorbereitungen für die Untersuchungen

2.3.1. Aufbau des MOSFET-Phantoms für die Messungen

Die Grundplatte des MOSFET-Phantoms wurde an das Fahrwerk des WP34 Wasserphantoms angeschraubt und befestigt. Danach wurde die Grundplatte so verfahren, dass sie sich in der Mitte des Wasserphantoms befand, mithilfe eines Rollmeters wurde die Positionierung kontrolliert. Es wurde Wasser bis zur Unterkante der Grundplatte eingefüllt. Das Wasser sollte dabei Raumtemperatur besitzen. Die Applikationssonde wurde in den dafür vorgesehenen Steckplatz in der Grundplatte gesteckt. Zur Kontrolle, ob die Sonde richtig positioniert war, wurde der Überstand des Anschlusses der Applikationssonde gemessen. Dieser betrug von der Oberkante der Grundplatte bis zum Ende des Anschlusses der Nadel 28 mm. Bei angeschlossenem Transferschlauch betrug der Überstand von der Oberkante der Grundplatte bis zum Ende des schwarzen Anschlusses des Transferschlauches 47,5 mm. Die Wassertemperatur wurde laufend kontrolliert.

An den Afterloader wurde an den Anschluss Nummer eins der Transferschlauch angeschlossen und der Schlauch mit der Applikationssonde verbunden. Das Phantom wurde dann, falls erforderlich, so verschoben, dass der Transferschlauch mittig verlief und leicht unter Spannung stand. Der Luftdruck und die Temperatur des Wassers unterlagen einer längeren Kontrolle.

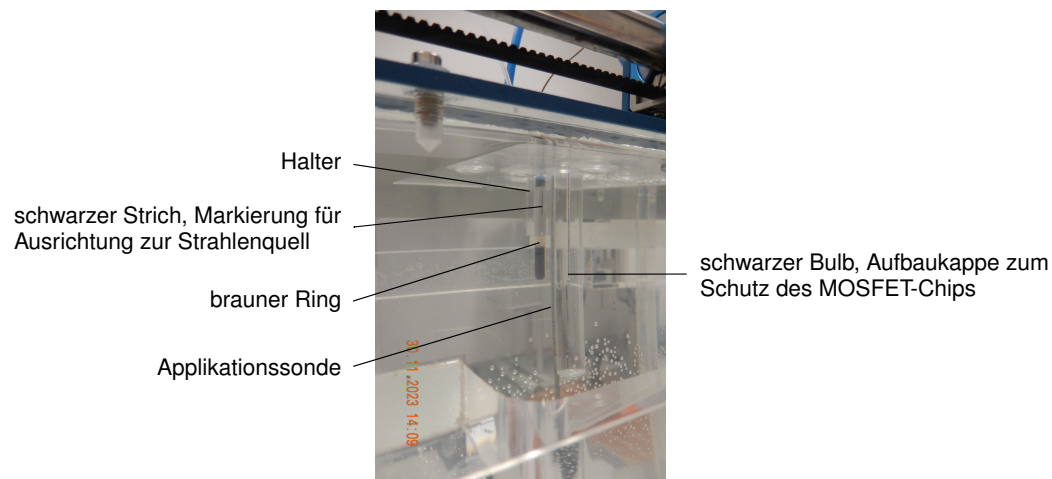


Abbildung 9: Blick von der Seite auf den Messaufbau des MOSFET-Phantoms. Der Schwarze Bulb ist im Bild nicht zu erkennen da die Rückseite des micro-MOSFET zu sehen ist.

Es wurde dann das UNIDOS^{webl ine} aufgebaut und die in der Kammerbibliothek des Elektrometers hinterlegte 0,3 cm³ Semiflex Chamber ausgewählt. Am Elektrometer wurde der Messbereich auf „Low“ eingestellt, das Messkabel angeschlossen und nach 15 Minuten Wartezeit ein Nullabgleich gemessen. Dieser dient dazu, den Selbstablauf zu beenden, der aufgrund der Leckströme im Messaufbau des UNIDOS^{webl ine} entsteht [48, S. 79]. Im Anschluss wurde der microMOSFET für mindestens eine Stunde am portable Reader angeschlossen, wobei der Reader über zwei Anschlüsse verfügt und somit gleichzeitig zwei microMOSFETs angeschlossen werden können.

Der portable Reader der microMOSFETs befand sich während jeder Bestrahlung im Strahlenanwendungsraum. Dies lag an der Bauweise der Detektoren, bei denen das Kabel der microMOSFETs kurz war und somit der Reader nicht außerhalb des Strahlenanwendungsraums platziert werden konnte. Es wurde jedoch der größtmögliche Abstand zwischen Applikationssonde und portable Reader eingehalten.

Dieser Messaufbau wurde für den gesamten Versuch beibehalten, wobei die Anzahl der Detektoren und ihre Positionierung im Phantom je nach Untersuchung variiert wurde. Eine Anleitung mit entsprechenden Bildern (u.a. Abbildung 9) dieses Aufbaues ist im Anhang C „Messaufbau und Bestrahlungsablauf“ ersichtlich.

Für den Versuch mit den Inhomogenitäten wurden als weiterer Vorbereitungsschritt die Inhomogenitäten im Phantom platziert und durch die Fixierschraube befestigt. Für die Inhomogenität Luft wurde der Aufbau leicht angepasst. Da das Reagenzröhrchen im Wasser aufschwamm, wurde es mit einem kleinen Stein beschwert. Dadurch wurde das Treiben im Wasser unterbunden.

2.3.2. Funktionsweise des portable Reader Betriebsmodus „Calibration mode“

Um die Spannungsverschiebung, welche der microMOSFET vor und nach einer Bestrahlung misst, in eine in der Strahlentherapie übliche Dosis umzurechnen, ist es erforderlich einen entsprechenden Kalibrierfaktor zu erheben, der eine Zuordnung der Spannung zur Dosis erlaubt.

Bei dem Versuch für die Kalibrierfaktor-Bestimmung misst der portable Reader die Spannungsunterschiede vor Beginn der Messung und nach der Messung und gibt deren Differenz aus. Durch Klicken auf „START“ am Reader wird der Initialize S1T/S2T Wert angezeigt. Dies stellt den Wert jener gesamten Spannung dar, den der microMOSFET im Laufe seiner bisherigen Messtätigkeit erfasst hat.

Da der portable Reader, wie bereits erwähnt, über zwei Anschlüsse für microMOSFETs verfügt, werden immer die Werte für beide microMOSFETs angezeigt. Um die Detektoren auseinanderzuhalten, sind die Steckplätze mit „1“ und „2“ am Gehäuse des Gerätes beschriftet. Auf dem Bildschirm des Gerätes selbst erfolgt die Unterscheidung der Messwerte am Reader immer durch die Nummerierung „S1“ (Steckplatz 1) oder „S2“ (Steckplatz 2).

Nach Ende der Bestrahlung werden durch den „READ 1“ oder „READ 2“ Button für den jeweiligen microMOSFET die Werte ausgelesen. Der nun angezeigte Read S1T/S2T Wert stellt die neue Gesamtspannung dar, die der microMOSFET nun besitzt. Die S1D/S2D Werte repräsentieren die errechnete Differenz und stellen somit jene Spannung dar, die während der Bestrahlung gemessen wurde.

$$S1D = Read\ S1T - Initialize\ S1T \quad (4)$$

Dividiert man diesen S1D/S2D Wert durch die Dosis der Bestrahlung, erhält man einen Kalibrierfaktor:

$$CF = \frac{S1D}{Dosis} \quad (5)$$

$S1D$	Spannungsdifferenz (SD)	[mV]
$S1T$	Spannungtemporär (ST)	[mV]
CF	Calibrationfactor (dt. Kalibrierfaktor) (CF)	[mV/cGy]
-	Dosis	[cGy]

2.3.3. Funktionsweise des portable Reader Betriebsmodus „Manual Read“

Für die Manual Read Messmethode ist es erforderlich, dass im portable Reader bereits ein Kalibrierfaktor voreingestellt ist. Für jeden der zwei microMOSFETs kann ein eigener Kalibrierfaktor hinterlegt werden. Die Unterscheidung erfolgt durch die Nummerierung S1 und S2. Nach dieser Voreinstellung kann durch Drücken auf „START“ wieder die Messung für beide microMOSFETs erfolgen. Durch Klicken auf den Knopf „READ 1“ oder „READ 2“ wird nur für den jeweiligen ausgewählten microMOSFET das Messergebnis angezeigt, wobei die Umrechnung von mV in cGy durch den eingestellten Kalibrierfaktor automatisch erfolgt und somit am Display die gemessene Dosis angezeigt wird.

$$Dosis = \frac{S1D}{CF} \quad (6)$$

-	Dosis	[cGy]
<i>S1D</i>	Spannungsdifferenz (SD)	[mV]
<i>CF</i>	Calibrationfactor (dt. Kalibrierfaktor) (CF)	[mV/cGy]

2.4. Ablauf der Untersuchungen

2.4.1. Ermittlung des Bezugspunktes der Detektoren

Für beide Detektoren, die 0,3 cm³ Semiflex Chamber als auch die microMOSFETs, gibt der Hersteller jeweils einen Bezugspunkt an. Für die 0,3 cm³ Semiflex Chamber stellt dieser Punkt den geometrischen Schwerpunkt des Luftvolumens der Ionisationskammer dar [46, S. 23, 26]. Für den microMOSFET handelt es sich um den Punkt, an dem sich das Zentrum des MOSFET-Chips befindet [33]. Diese Bezugspunkte stellen daher jene Bereiche dar, an denen die Detektoren ihre höchste Sensitivität bezüglich Strahlung besitzen. Um zu prüfen, ob die Angaben des Herstellers stimmen, wurde eine Kontrollmessung vorgenommen, damit im späteren Verlauf der Erstellung der Kalibrierfaktor-Bestimmung für die microMOSFETs eine große Präzision erreicht werden kann.

Für beide Detektoren erfolgte der Aufbau des Phantoms wie in Kapitel 2.3.1 „Aufbau des MOSFET-Phantoms für die Messungen“ beschrieben, mit der Abänderung, dass sich zum Zeitpunkt der Messung nur ein Detektor, entweder die 0,3 cm³ Semiflex Chamber oder der microMOSFET im Phantom befanden.

Die 0,3 cm³ Semiflex Chamber wurde in einem Abstand von 20 mm (Steckplatz 4i) oder 50 mm (Steckplatz 4o) zur Applikationsnadel platziert, die Einteilung der Steckplätze kann Abbildung 10 entnommen werden. Nach Kontrolle der Parameter am Elektrometer und der Vorbestrahlung wurde am Elektrometer eine Messdauer von 20 s eingestellt. Für die Bestrahlung wurde die Quelle innerhalb der Applikationssonde über eine, im Vorhinein in der Steuerungssoftware des Afterloaders (= Bravos) definierte Länge, verfahren. Dabei wurde die radioaktive Quelle schrittweise um jeweils 1 mm verschoben. Pro Position wurde für 40 s bestrahlt. Nach Vorbereitung des Bestrahlungsplanes wurde die Bestrahlung eingeleitet. Sobald die radioaktive Quelle für 5 s auf der Position stand, wurde die Messung begonnen und nach 20 s beendet. Die Wartezeit zwischen zwei Messungen wurde mittels der Steuerungssoftware dokumentiert. Nach Abstrahlen aller Positionen wurde die Messung wiederholt, sodass eine Messreihe entstand.

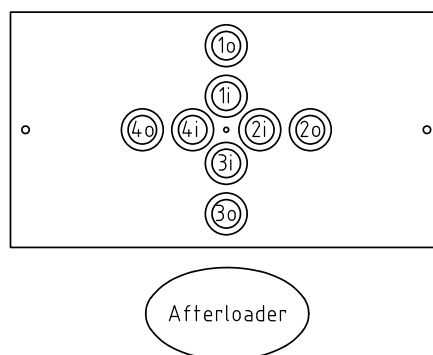


Abbildung 10: Nummerierung der Steckplätze des MOSFET-Phantoms um eine eindeutige Positionszuweisung zu ermöglichen. i=Innen, o=Außen

Da das Messkabel der microMOSFETs zu kurz ist, sodass sich der portable Reader im Strahlenanwendungsraum befand, war für die microMOSFETs eine Abänderung des Bestrahlungsplanes und der Messung erforderlich. Des Weiteren kann am portable Reader zwar eine automatisierte Messung gestartet werden, wo jeweils nach 20 s ein Messwert gespeichert wird, allerdings erfolgt dieser Ablauf voll automatisiert, sobald am Reader auf „START“ gedrückt wird. Somit ist ein Zeitabgleich zwischen Position der radioaktiven Quelle und portable Reader nur bedingt möglich.

Bei der Bezugspunkt-Messung für die microMOSFETs wurde am portable Reader ein Kalibrierfaktor voreingestellt, der bereits durch frühere Messungen bestimmt wurde, wie sie im Kapitel 2.4.3 „Kalibrierfaktor-Bestimmung der microMOSFET“ beschrieben werden. Da bei diesem Versuch nicht die Werte der Messreihe entscheidend sind, sondern nur jenes Ergebnis, das den höchsten Messwert zeigt, konnte hier auf einen individuellen, für den jeweiligen microMOSFET bestimmten Kalibrierfaktor verzichtet werden.

Für die Bezugspunkt-Messung der microMOSFETs wurden diese in einem Abstand von 50 mm zur radioaktiven Quelle (Steckplatz 2o oder 1o) positioniert. Der Bestrahlungsplan wurde so eingestellt, dass auf der Position 20 s bestrahlt wurde. Nach dieser Voreinstellung wurde am portable Reader der Operationsmodus auf „Manual read“ umgestellt. Danach erfolgte die Messung. Nach Abstrahlen der Einzelposition wurde die Messung für die nächste Position, welche um 1 mm höher lag als zuvor, wiederholt, sodass eine Messreihe aufgenommen werden konnte.

2.4.2. Erhebung des Rauschens der microMOSFETs

Da festgestellt wurde, dass auch dann Strahlung detektiert wird, wenn sich keine radioaktive Quelle in der Nähe des Detektors befindet, wurde dies als Rauschen klassifiziert, wie es bei dieser Art von Bauteilen üblich und möglich ist [29, S. 391], [31, S. 222]. Da nicht ausgeschlossen werden konnte, dass die Dauer der Messzeit die Höhe des Untergrundrauschens verstärkt, wurde hier zusätzlich eine eigene Messmethode ausgearbeitet, um das Verhalten des Untergrundrauschens der microMOSFETs zu bestimmen.

Wie stark die verschiedenen microMOSFETs rauschten und ob das Rauschen tatsächlich eine gerätespezifische Eigenschaft ist wurde mit dieser Messung festgestellt. Die Bestimmung des Rauschens erfolgte in den Büroräumen der Abteilung für Medizinphysik um den Einfluss von Hintergrundstrahlung so gering wie möglich zu halten. Am portable Reader, an dem ein microMOSFET angeschlossen war, wurde eine Messung gestartet und die Spannungsdifferenz dokumentiert. Die Messung wurde im Anschluss mehrmals wiederholt. Die Messreihen wurden insoweit variiert, als die Messdauer erhöht wurde von 5 s auf, 10 s, 30 s, 60 s, 150 s, 300 s, 600 s und 900 s.

Für die Prüfung der Einschwingzeit und Dauer, die ein elektrisches Bauteil benötigt um einen Werte stabilen Bereich zu erreichen, wurde ein zusätzliches Messverfahren ausgearbeitet, da die Länge der Bestrahlung einen Einfluss auf die Einschwingzeit haben könnte. Der Messaufbau erfolgte wie in Kapitel 2.3.1 „Aufbau des MOSFET-Phantoms für die Messungen“ beschrieben, wobei der im Halter fixierte microMOSFET in den Steckplatz 2i (20 mm Distanz) angebracht wurde. Der microMOSFET wurde aber nicht am portable Reader angeschlossen. In der Bestrahlungsplanungssoftware wurde eingestellt, dass sich die Quelle auf Höhe des Bezugspunktes der microMOSFETs positionieren sollte und dort für 10 s bestrahlen würde. Durch den bereits getätigten Versuch für den Bezugspunkt ergab sich eine Ausfahrtlänge der Quelle von 1094 mm (1000 mm Strahlerkabellänge + 94 mm Detektorhöhe, siehe Abbildung 7) für die microMOSFETs. Am portable Reader wurde der Operationsmodus auf „Calibration mode“ umgestellt. Es wurde nun am portable Reader der microMOSFET angeschlossen und für 60 s gewartet. Nach der Aufwärmzeit wurde der portable Reader gestartet, die Bestrahlung eingeleitet und die Messung durchgeführt. Die Messung wurde in unterschiedlichen Intervallen wiederholt. Eine Zeitskala, welche die einzelnen Zeitabschnitte repräsentiert, ist in Abbildung 11 ersichtlich.

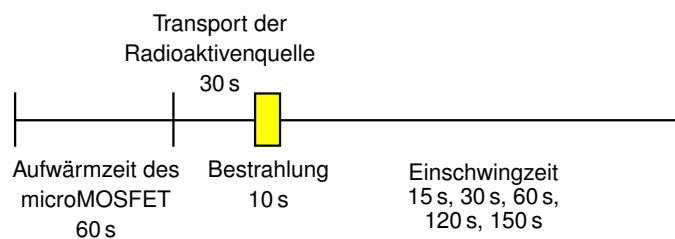


Abbildung 11: Darstellung der Zeitabschnitte, welche für die Messung der Einschwingzeit eingehalten wurden. Die Einschwingzeit wurde beginnend bei 15 s bis 150 s kontinuierlich erhöht.

2.4.3. Kalibrierfaktor-Bestimmung der microMOSFET

Um für die microMOSFETs mittels Kreuzkalibrierung mit einer Ionisationskammer den Kalibrierfaktor zu erhalten, wurde die 0,3 cm³ Semiflex Chamber auf den Steckplätzen 4o oder 4i und einer der microMOSFETs auf 2o oder 2i positioniert, siehe dazu auch Abbildung 12. Im TPS wurde als Ausfahrtlänge der Bezugspunkt der Detektoren ausgewählt, welcher durch vorangegangene Messungen der Detektoren ermittelt wurde. Dieser wurde mit 1094 mm festgelegt, da dies dem Bezugspunkt der microMOSFETs als auch der 0,3 cm³ Semiflex Chamber entspricht. Die 0,3 cm³ Semiflex Chamber wurde in ihrer Hal-

terung 2 mm nach oben versetzt, um ihren Bezugspunkt auf der gleichen Höhe zu haben wie der microMOSFET. Der Hersteller der microMOSFETs empfiehlt für die Kalibrierung eine Dosis von 30 bis 50 cGy [49, S. 38]. Für diese Messung wurde darauf geachtet einen Wert von 40 cGy zu erreichen. Dies erfolgte durch das Anpassen der Bestrahlungszeit, da diese je nach Aktivität der ^{192}Ir -Quelle variierte. Da das Rauschen, wie in einer vorangegangenen Messung erhoben, eine bauteilspezifische Eigenschaft ist, wurde dieses Rauschen mit in den Kalibrierfaktor integriert, was eine Reduktion einer möglichen Fehlerquelle darstellt.

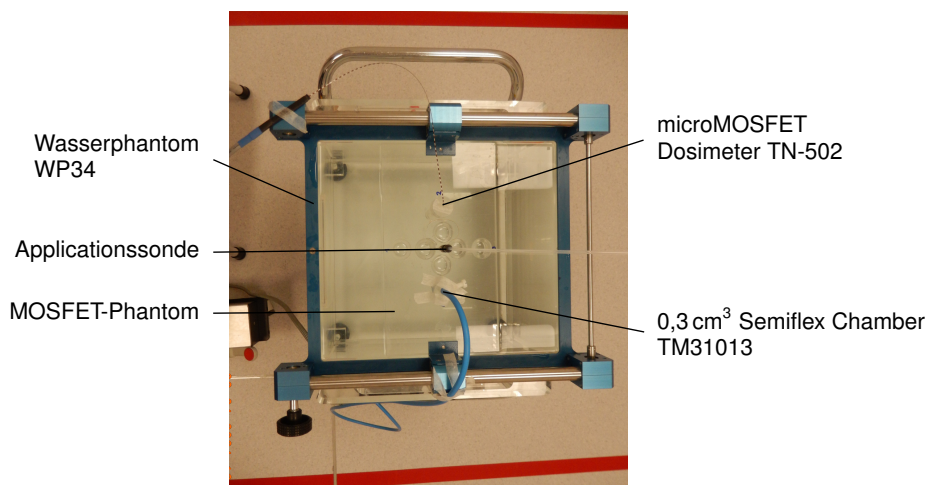


Abbildung 12: Messaufbau der Kreuzkalibrierung zur Bestimmung des Kalibrierfaktors für die microMOSFETs. Der gleiche Aufbau mit nur einem Messdetektor im Phantom wurde für die Messungen des Bezugspunktes und Untergrundrauschens verwendet.

Am portable Reader wurde der Operationsmodus „Calibration Mode“ ausgewählt. Es wurden nochmals die Einstellungen des Elektrometers unter „Show Settings“ überprüft. Nach diesen Vorbereitungen wurde am portable Reader auf „START“ gedrückt. Es wurde nun der erste Wert notiert und bestrahlt. Nach der Bestrahlung wurde der neue S1T/S2T Wert notiert. Sämtliche Ergebnisse wurden in einer Excel-Tabelle eingetragen und verarbeitet. Diese Messung wurde drei bis vier Mal wiederholt. Die Kenndosisleistung des UNIDOSE^{webl} wurde mittels der in der ÖNORM S5234-2 „Klinische Dosimetrie: Bestimmung der Kenndosisleistung in der Brachytherapie mit umschlossenen gamma strahlenden radioaktiven Stoffen“ angegebenen Gleichung 7 und Gleichung 8 berechnet. Der Kalibrierfaktor wurde im Anschluss durch Gleichung 9 berechnet. [50]

$$p_{Tp} = \frac{p_0}{p} \cdot \frac{T}{T_0} \quad (7)$$

p_{Tp}	Korrektionsfaktor für die Luftdichte	[]
p_0	Bezugsbedingung Luftdruck 1013 hPa	[hPa]
p	Luftdruck	[hPa]
T	Temperatur	[K]
T_0	Bezugsbedingung Temperatur 293,2 K	[K]

[50, S. 5]

$$\dot{K}_{a,100} = M \cdot p_{Tp} \cdot k_Q \cdot N_{D,W} \quad (8)$$

$\dot{K}_{a,100}$	Kenndosisleistung	[cGy]
M	Anzeige des Dosimeters	[cGy]
p_{Tp}	Korrektionsfaktor für die Luftdichte	[]
$k_Q \equiv 1$	Strahlungsqualitäts Korrekturfaktor	[]
$N_{D,W}$	Kalibrierfaktor für die Wasser-Energiedosis	[]

[50, S. 4]

$$CF = \frac{S1D}{\dot{K}_{a,100}} \quad (9)$$

CF	Calibrationfactor (dt. Kalibrierfaktor) (CF)	[mV/cGy]
$S1D$	Spannungsdifferenz (SD)	[mV]
$\dot{K}_{a,100}$	Kenndosisleistung	[cGy]

2.4.4. Vergleichsmessung von Kalibrierfaktor und Bestrahlungsplanungssystem (TPS)

Für die Prüfung der Plausibilität des Kalibrierfaktors der microMOSFETs wurde im Anschluss an die Kalibrierfaktor-Bestimmung, siehe dazu 2.4.3 „Kalibrierfaktor-Bestimmung der microMOSFET“, ein eigener Versuch durchgeführt. Der Aufbau der Kalibrierfaktor-Bestimmung, wie in Abbildung 12 zu sehen, sowie die Einstellungen des TPS wurden

unverändert beibehalten. Über die Steuerungssoftware des Afterloaders wurde die Bestrahlung initialisiert. Dabei wurden die Einstellungen für die Ausfahrtslänge von 1094 mm und eine Dosis von 40 cGy, wie bei der Kalibrierfaktor-Bestimmung, beibehalten. Diese Messung wurde in diesem Aufbau so drei bis vier Mal wiederholt. Die notierten Messergebnisse wurden in einer vorbereiteten Excel-Tabelle eingegeben, welche das Messresultat mit der berechneten Dosis des TPS verglich.

2.4.5. Messungen mit Inhomogenitäten

Wie in der Abbildung 13 zu sehen, erfolgte der Messaufbau für den Versuch mit den Inhomogenitäten gleich wie jener für den Kalibrierfaktor-Versuch, wobei zusätzlich zur 0,3 cm³ Semiflex Chamber (Steckplatz 4o) und dem microMOSFET (Steckplatz 2o) zwischen der Applikationssonde und dem microMOSFET in den Steckplatz 2i (20 mm Distanz) eine Inhomogenität platziert wurde. Zur Auswahl standen fünf verschiedene Inhomogenitäten: Knochen (1,59 g/cm³), Fett (0,97 g/cm³), Muskel (1,06 g/cm³), Luft (0,0013 g/cm³) und Titan (4,51 g/cm³). Die Inhomogenität Luft wurde mit einem Stein beschwert, um ein Aufschwimmen zu verhindern. [10, S. 13], [12, S. 93], [51, S. 11]

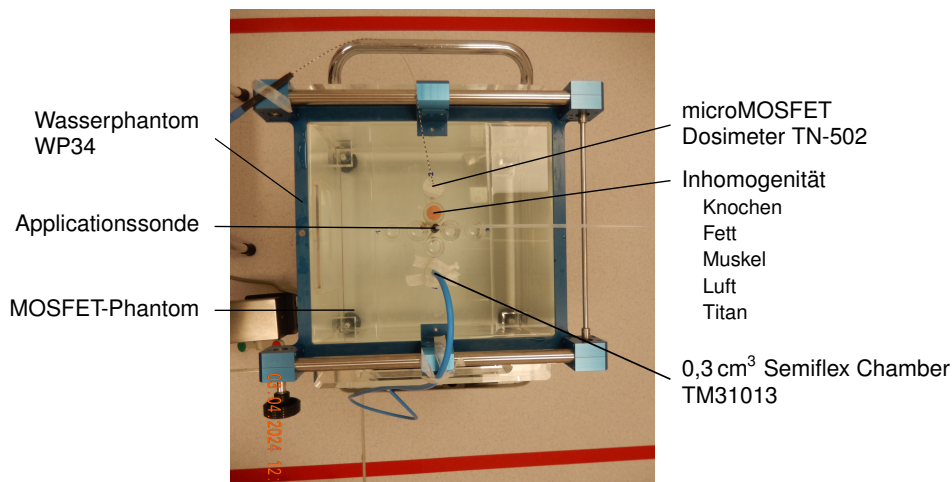


Abbildung 13: Messaufbau des Inhomogenitäten-Versuchs. Für die Inhomogenitäten standen Knochen, Fett, Muskel, Luft und Titan zur Verfügung.

Für diesen Versuch wurde im TPS Eclipse mittels des zuvor aufgenommenen CT-Bildes des Phantoms, ein eigener Bestrahlungsplan erstellt, der für sämtliche Variationen, inklusive Wechsel der Detektoren und Inhomogenitäten, gleich blieb. Der „Bestrahlungsplanbericht für die Inhomogenitäten-Messungen“ kann dem Anhang E entnommen werden.

Im TPS wurde in das CT-Bild die Applikationssonde eingezeichnet. Anhand der Lage der Sonde und der Detektoren wurde die Bestrahlungslänge festgelegt. Diese sah vor, dass auf einer Ausfahrtslänge von 1065 mm bis 1120 mm 12 Halte der radioaktiven Quelle in 5 mm Schritten eingelegt wurden. Dabei wurde die geplante Bestrahlungszeit je Halt so angepasst, dass sich über die 55 mm Länge ein homogenes Strahlungsfeld aufbaute, siehe dazu Abbildung 14. Durch den Zerfall der ^{192}Ir -Quelle ist es erforderlich die Bestrahlungszeit zu ändern, damit immer dieselbe Dosis verabreicht wird, was automatisiert durch die TPS erfolgt.

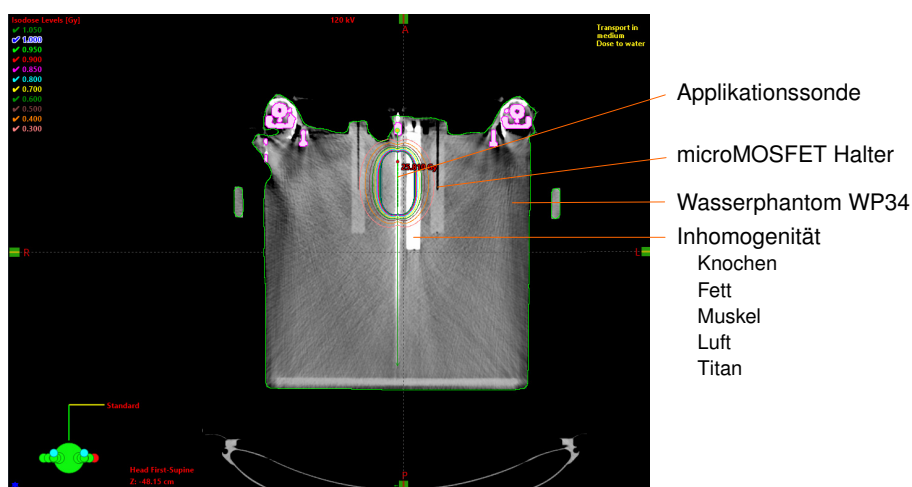


Abbildung 14: Screenshot des TPS Eclipse mit Darstellung der geplanten Bestrahlung für die Messungen der Inhomogenitäten.

Nach Aufbau und Vorbereitung aller Komponenten wurde am portable Reader der Kalibrierfaktor für den jeweiligen microMOSFET eingegeben. Als Operationsmethode wurde „Manual read“ ausgewählt. Die Einstellungen wurden unter „Show Settings“ am portable Reader überprüft. Über die Steuerungssoftware des Afterloaders wurde die Bestrahlung gemäß Bestrahlungsplan eingeleitet und die Messwerte erfasst. Diese Messung wurde so viermal pro Inhomogenität wiederholt. Nachdem mit einem microMOSFET die unterschiedlichen Dosen der verschiedenen Inhomogenitäten vermessen waren, wurde der microMOSFET gewechselt. Mit diesem neuen microMOSFET wurde dann der nächste Versuch für die Inhomogenitäten begonnen, wobei die Reihenfolge der Inhomogenitäten variiert wurde.

2.4.6. Auswertung der Bestrahlungsplanungssystem (TPS) Dosis

Im Krankenhaus Barmherzige Schwestern in Linz steht als TPS die Software Eclipse Version 15.6.8.73 zur Verfügung. Um die gemessenen Dosen mit den im TPS errechneten Dosen zu vergleichen, war es erforderlich, von dem Phantom ein CT-Bild aufzunehmen. Da das Phantom mit Wasser gefüllt war, mussten erst Vorbereitungen getroffen werden, um die elektrischen Komponenten des CT vor einem eventuellen Wasserschaden zu schützen. Dazu wurden zwei PMMA-Streifen zurechtgeschnitten, welche vor und hinter dem MOSFET-Phantom mittels Silikon an das Phantom angeklebt wurden. Aufgrund des Fahrwerkes des Wasserphantoms MP34 befindet sich rechts und links des MOSFET-Phantoms eine Öffnung. Jene Öffnung wurde mit Plastikfolie gefüllt und diese mit Klebeband befestigt. Jene Steckplätze in der Grundplatte selbst, welche keinen Halter oder Inhomogenität enthielten, wurden verklebt. Des Weiteren wurde die Applikationssonde in ihren Steckplatz platziert. Die Detektoren wurden während der Aufnahme nicht in ihre Halter gegeben. Ein Bild dieses Aufbaus ist in Abbildung 15 ersichtlich.

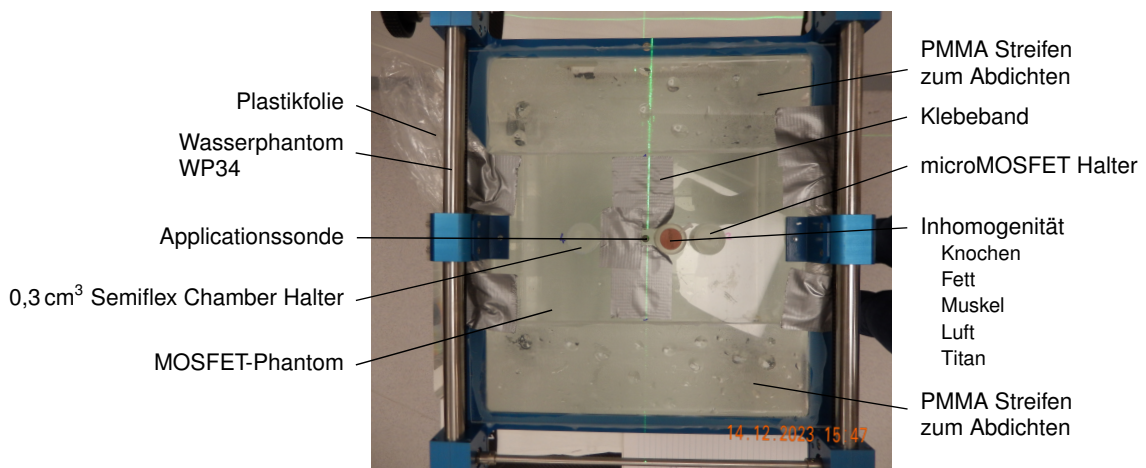


Abbildung 15: Aufbau des für die Aufnahme von CT-Bildern adaptierten Phantoms, welches durch geeignetes Material abgedichtet wurde.

Es wurde eine Probefahrt auf einem Rollwagen vorgenommen, welche der Fahrbewegung des CT-Tisches entsprechen sollte, um zu prüfen, ob das Phantom dicht ist. Nach diesem Test wurde für jeden Messaufbau ein CT-Bild erstellt.

Für die Inhomogenität Luft wurde zu diesem Zeitpunkt das leere Reagenzröhrchen noch mit einem Klebestreifen auf dem Phantom befestigt, um das Aufschwimmen zu verhin-

dern. Leider zeigte sich zu einem späteren Zeitpunkt, dass sich die Inhomogenität Luft schräg im Steckplatz befand. Dies wurde erst einige Tage nach der CT-Bildaufnahme festgestellt, das Abdichtmaterial des Phantoms war bereits wieder abgebaut. Um für die Auswertung der Dosis ein brauchbares CT-Bild zu erhalten, wurde das Phantom noch einmal abgedichtet. Es wurde dieses Mal nur die PMMA-Platte mit einem doppelseitigen Klebeband am Phantom angeklebt und der seitliche Bereich neben der MOSFET-Grundplatte mit Klebeband verklebt. Es zeigte sich, dass diese Methode zielführend war. Für die Inhomogenität Luft wurde das leere Reagenzröhrchen mit einer Masse beschwert. Im Anschluss wurden auch für die Inhomogenität Titan noch einmal einige CT-Bilder gefahren, um zu prüfen, ob die Software des CT-Gerätes bezüglich der auftretenden Bildartefakte, wie es bei Metall der Fall ist, eine Reduktion dieser ermöglicht oder diese ganz entfernt. Sowohl die Bilder für Luft als auch Titan wurden dieses Mal sofort im Anschluss im TPS Eclipse geprüft.

Da die Versuche bereits vor der Berechnung der Dosen im TPS Eclipse abgeschlossen waren, wurde für jeden Messtag und jeden Messaufbau im Planungssystem die jeweilige Dosis berechnet. Dazu war es erforderlich die Verweilzeit, welche am Tag der Messung abgestrahlt wurde, mit jener der geplanten Zeit im Planungssystem anzupassen. Für die Umrechnung der Zeiten stand eine Tabelle zur Verfügung, welche anhand der bekannten physikalischen Eigenschaften von ^{192}Ir einen Zerfallsfaktor berechnete. Auch die Halte und Positionen der Quelle wurden entsprechend im TPS an die jeweilige unterschiedliche Messung angepasst. Die Messpunkte für die Dosen der Detektoren konnten leicht im TPS gesetzt werden, da die Halter im CT-Bild gut erkennbar waren und somit die Position der Detektoren gut reproduzierbar war. Die Berechnung erfolgte mittels zwei verschiedener Algorithmen, der TG-43 Formel und dem Acuros Formalismus, wobei der Acuros auf der Lösung der LBTE beruht. [20, S. 9, 13, 40], [24], [25]

Die Berechnung der Dosen mit der TG-43 Formel macht für den Versuch der Inhomogenitäten keinen Sinn, da der TG-43 Formalismus von einem homogenen Feld in Wasser ausgeht. Hierzu wurde nur der Acuros Algorithmus angewandt, welcher die Hounsfield Unit (HU) der Inhomogenitäten, basierend auf den CT-Bildern, zur Lösung der LBTE verwendet.

3. Resultate

3.1. Verwendete Formeln für die Auswertung

Die statistische Auswertung der verschiedenen Versuche dieser Untersuchung erfolgte nach der ÖNORM S5255-1 „Messunsicherheiten und Grenzwerte im Strahlenschutz Teil 1: Grundlagen“ und ÖNORM S5255-2 „Messunsicherheiten und Grenzwerte im Strahlenschutz Teil 2: Beurteilung von Messungen im Hinblick auf Grenzwerte“. Die verwendeten Formeln sind in Gleichung 10 bis Gleichung 13 angeführt. Die Tabellen der Auswertung sind ab Anhang G und folgend zu entnehmen. Für eine bessere Übersicht wurde eine Farbcodierung für die microMOSFETs eingeführt, dieser entspricht auch den farblichen Markierungen, wie sie ab Werk vom Hersteller Best Medical eingeführt wurde. Diese Farbcodierung wurde in den Tabellen als auch in den Graphen beibehalten, um die Zuweisung zu erleichtern. Eine Tabelle mit der Auflistung der microMOSFETs als auch dem Farbcode ist in Tabelle 3 ersichtlich. [4], [5]

$$s_v = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{X})^2}{n - 1}} \quad (10)$$

$$\bar{X} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (11)$$

$$u = \frac{s_v}{\sqrt{n}} \quad (12)$$

$$u/\bar{X} = \frac{u}{\bar{X}} \quad (13)$$

s_v	Standardabweichung	[]
\bar{X}	arithmetischer Mittelwert	[]
u	Standardunsicherheit	[]
x_i	Ergebnis der i-ten Messung	[]
n	Anzahl	[]
u/\bar{X}	Standardunsicherheit	[%]

[4], [5]

Tabelle 3: Vom Hersteller Best Medical deklarierte Farbcodierung der microMOSFETs. Die Farbe der Farbcodierung für die microMOSFETs mit der SN 3622 und 3662 ist Gelb.

microMOSFET SN				
3620	3621	3622	3623	3624
3660	3661	3662	3663	3664

3.2. Rauschverhalten der microMOSFETs

Diese Auswertung dient dazu das Verhalten der microMOSFETs zu veranschaulichen, wenn diese keiner Strahlung ausgesetzt werden, da die microMOSFETs auch dann Spannung messen, wenn sich keine radioaktive Quelle in ihrem Umfeld befindet. Dabei wird auf das Verhalten von zwei microMOSFETs eingegangen, welche ein sehr geringes und ein sehr starkes Rauschverhalten aufwiesen. Des Weiteren ist die Einschwingzeit zu berücksichtigen, jene Zeitspanne die ein elektrisches Bauteil benötigt um Wertestabilität zu erreichen. Diese Messung gibt einen Einblick in den Signalschwund (eng. Fading), der Auftritt, wenn sich der MOSFET langsam entlädt. Dazu wurden einige exemplarische Messungen mit dem microMOSFET SN 3620 vorgenommen.

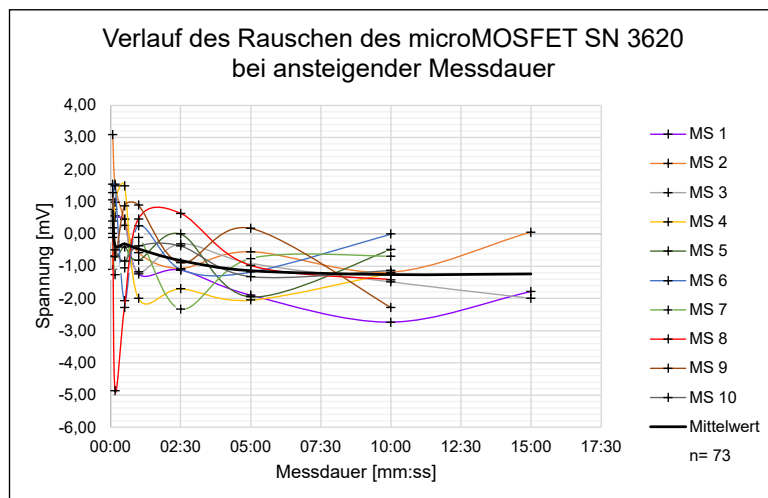


Abbildung 16: Liniendiagramm des microMOSFET SN 3620, welches die Schwankungen in der Spannung misst (= Rauschen), wenn der MOSFET-Chip keiner ionisierenden Strahlung ausgesetzt ist. Die Messdaten der einzelnen MR sind im Anhang in der Tabelle 7 ersichtlich.

Die Auswertung der Abbildung 16 zeigte, dass der microMOSFET SN 3620 von 0 s bis 30 s sehr starke Ausschläge aufwies. Danach erfolgte eine Einschwingphase von 6 Min.

bis 7,5 Min., welche durch geringere Ausschläge der Spannung ersichtlich war. Ab der 7,5 Min. wurde die Spannung kontinuierlich erhöht. Die Messreihe (MR) 8 (rot) wies zu Beginn der Messung den stärksten Ausschlag auf und erreichte einen Messwert von -5 mV. Ebenfalls traf bei der MR 1 (lila) bei der 10 Min. ein Messwert von -3 mV auf, was für diese MR dem Minimum entsprach. Der Mittelwert (schwarz) zeigte zum Beginn der Messung einen hohen Ausschlag, der in weitere Folge ab ca. 1 Min. sich einschwang und bis zum Schluss, ab der 5 Min. ein lineares Verhalten aufwies.

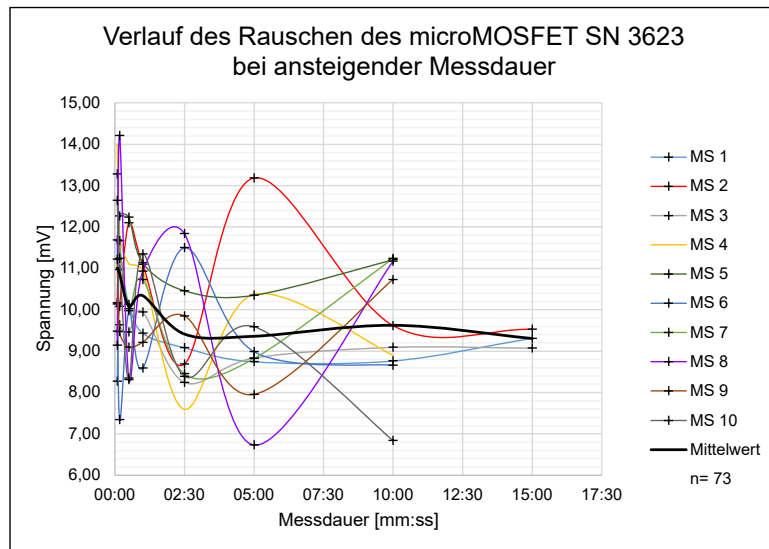


Abbildung 17: Liniendiagramm des microMOSFET SN 3623, welches die Schwankungen in der Spannung misst (= Rauschen), wenn der MOSFET-Chip keiner ionisierenden Strahlung ausgesetzt ist. Die Messdaten der einzelnen MR sind im Anhang in der Tabelle 8 ersichtlich.

Im Vergleich zu Abbildung 16, grafische Auswertung des Rauschverhaltens des microMOSFET SN 3620, zeigt die Analyse des Rauschverhaltens des microMOSFET SN 3623 in Abbildung 17 von Beginn an einen Offset von 9,5 mV. Um diesen Wertebereich trat das Rauschen des microMOSFET auf. Zu Beginn des Versuchs zeigten sich Ausschläge welche Maxima und Minima darstellten, wobei die MR 2 (rot) und 8 (lila) davon ausgenommen waren. Hier traten die maximalen und minimalen Werte bei der 5 Min. auf. Ab der 10 Min. waren nur noch geringere Schwankungen ersichtlich. Das Maximum der MR 2 (rot) lag bei 13 mV. Die MR 8 (lila) erreichte ein Minimum von 7 mV. Die Betrachtung des Mittelwertes (schwarz) zeigte, dass ab der 3 Min. die Tendenz zu einem linearen Verhalten vorlag, davor ist eine Einschwingphase ersichtlich, welche aus zwei Ausschlägen bestand.

Der Verlauf der Spannungsdifferenz mit ansteigender Einschwingzeit des microMOSFET SN 3620, ersichtlich in Abbildung 18, zeigte für die MR 2 (grün) und 5 (braun) mit Beginn der Messung bei ca. 30 s einen Anstieg der Spannung und damit ein Maximum. Mit zunehmender Messdauer ging die Spannung ab ca. 1 Min. in eine Plateau-Phase über, welche bei 2 Min. wieder leicht abfiel. Die MR 1 (blau), 3 (olivgrün) und 4 (rot) zeigten mit Beginn der Messung ein inverses Verhalten. Bei ca. 30 s war ein Abfall der Spannung und somit ein Minimum ersichtlich. Es folgte ab einer Minute eine Plateau-Phase, wobei die Spannung ab der 2 Min. abzufallen begann. Davon ausgenommen war die MR 4 (rot), hier zeigte sich ab der 2 Min. einen Anstieg der Spannung. Betrachtet man den Mittelwert (schwarz), lag bei ca. 30 s ein Minimum vor, welches ab 50 s in die Plateau-Phase überging. Diese Phase dauerte bis zu 2 Min. an, bevor ein Abfall erfolgte.

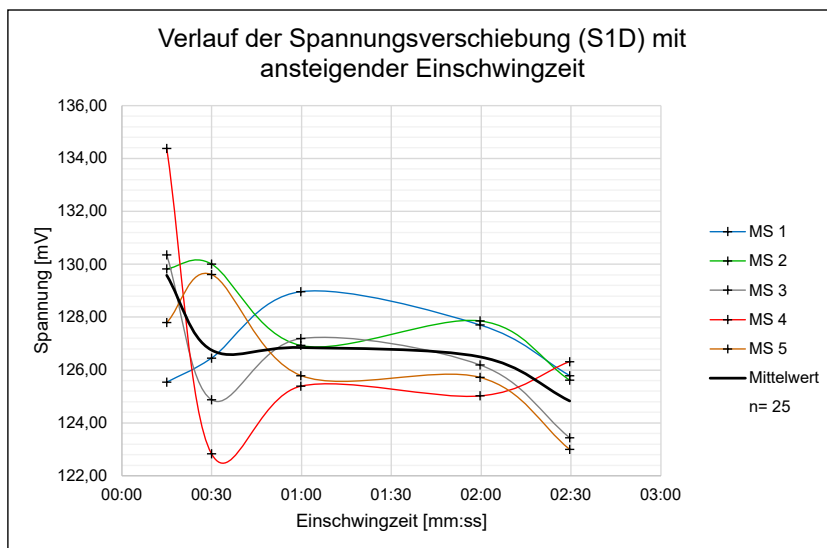


Abbildung 18: Liniendiagramm der Messresultate der Spannungsdifferenz des microMOSFET SN 3620. Die Messdaten der einzelnen MR sind im Anhang in der Tabelle 9 ersichtlich.

3.3. Einfluss des Bias und der Vorbestrahlung auf den microMOSFET

Der portable Reader bietet die Möglichkeit zwei Einstellungen für den Bias vorzunehmen, „Standard“ und „High“. Wie vom Hersteller empfohlen, ist für den kV-Bereich der Bias „High“ vorgesehen. Eine der Untersuchungen beschäftigte sich damit zu ermitteln was für Kalibrierfaktoren sich ergeben, wenn der Bias bewusst auf „Standard“ eingestellt

wird. Die Messreihe war auf alle microMOSFETs der SN 3620 bis 3624 ausgelegt. Aufgrund des bereits bei der Datenerhebung ausschlaggebenden Ergebnisses wurde nur die Messung mit den beiden microMOSFETs SN 3620 und 3623 vorgenommen. Dies diente dazu die anderen microMOSFETs zu schonen, da ja die Einsatzdauer der microMOSFETs auf 20 Gy beschränkt ist.

Bei der Kalibrierfaktor-Bestimmung, bei der am portable Reader der Bias auf „High“ eingestellt war, wurden Kalibrierfaktor von 3,95 mV/cGy und 3,71 mV/cGy, siehe dazu auch Tabelle 6 in speziellen Spalte microMOSFET SN 3621 und microMOSFET SN 3623, erhoben. Es wurden diese beiden Kalibrierfaktoren für die Auswertung herangezogen, da sie dem Mittelwert sämtlicher für diese microMOSFETs erhobenen Kalibrierfaktoren entspricht. Der Wechsel auf die Einstellung Bias „Standard“ für die gleichen microMOSFETs mit identem Messaufbau ergab Kalibrierfaktoren von 1,06 mV/cGy und 1,19 mV/cGy, was sehr stark variierenden Kalibrierfaktor entspricht (Abweichung > 68,06%). Dieser Unterschied ist für „High“ und „Standard“ Bias in Abbildung 19 ersichtlich.

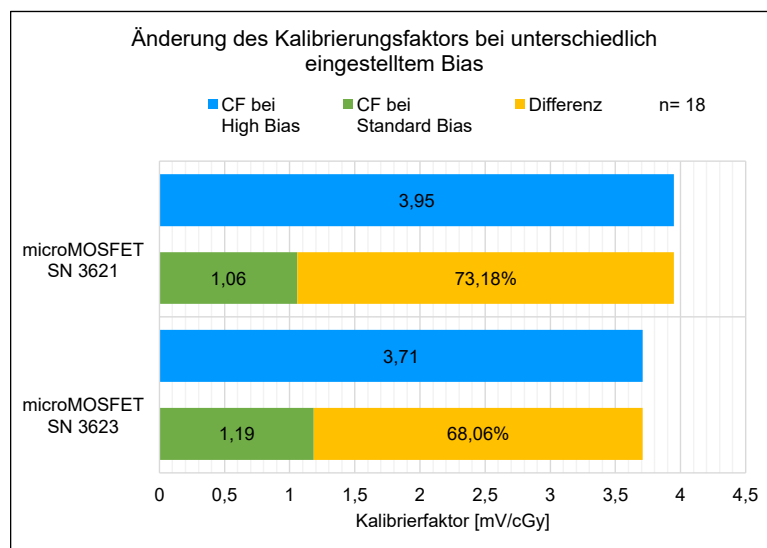


Abbildung 19: Darstellung der Differenz zwischen den verschiedenen Kalibrierfaktoren (CF) desselben microMOSFET wenn der Bias des portable Reader umgestellt wurde von „High“ auf „Standard“. Eine Zusammenfassung der Berechnung ist in Tabelle 10 zu sehen.

In einem später erhaltenem E-Mail hat der Hersteller der microMOSFETs Best Medical empfohlen die microMOSFETs vor der Messung mit 1 Gy vorzubestrahlen. Diese Unter-

suchung wurde durchgeführt, um zu prüfen, ob die Vorbestrahlung wirklich einen Einfluss auf die Messreihen haben könnte oder ob dieser Einfluss gering genug ist, um eine solche Vorbehandlung außer Acht zu lassen.

Bei der Messreihe vom 21.12.2023 (a.m.) wurden die microMOSFETs mit 1 Gy vorbestrahlt, wie vom Hersteller empfohlen. Beim Vergleich der gemessenen Dosis mit der berechneten aus dem TPS wurden Abweichungen zur Bestrahlungsplanung von 4,22% bis 6,01% (grüner Balken) erzielt. Der Versuch wurde am Nachmittag wiederholt, wobei keiner der microMOSFETs vorbestrahlt wurde. Der Vergleich mit der gemessenen Dosis und dem TPS ergab Abweichungen von 5,62% bis 8,42% (blauer Balken), dies entspricht einer Differenz von 0,25% bis 2,41%. Wie in Abbildung 20 zu sehen, zeigte der microMOSFET SN 3624 mit 0,25% die geringste Differenz zwischen der Messreihe am Vormittag mit Vorbestrahlung und der Messung am Nachmittag ohne Vorbestrahlung. Der höchste Unterschied trat beim microMOSFET SN 3621 auf, welcher bei 2,41% lag.

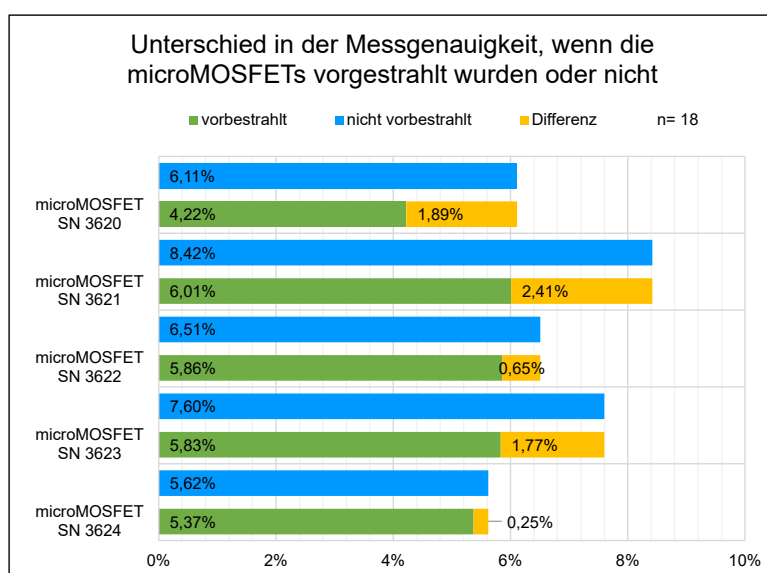


Abbildung 20: Unterschiede der Messgenauigkeit bei Umsetzung der Vorbestrahlung mit 1 Gy wie vom Hersteller empfohlen. Die Werte für diese Auswertung wurden in Tabelle 11 zusammengefasst.

3.4. Vergleich der Algorithmen und der Messdetektoren

Bei dieser Auswertung wurden die Daten sämtlicher microMOSFETs aller Seriennummer ausgewertet, um zu veranschaulichen, welche Detektoren ($0,3 \text{ cm}^3$ Semiflex Chamber

oder microMOSFET) eine bessere Übereinstimmung zur Planung besitzt. Des Weiteren wurden die beiden Berechnungsalgorithmen Acuros und TG-43 untereinander verglichen. Es wurde, insofern nichts anderes angegeben, immer im Abstand von 50 mm zur radioaktiven Quelle gemessen. Des Weiteren wurde der, für den Messtag jeweilige Mittelwert sämtlicher einzelner Kalibrierfaktoren (in Tabelle 6), als individueller Kalibrierfaktor herangezogen.

Die Abbildung 21 des microMOSFET SN 3620 zeigte, dass bei einer Distanz von 20 mm zur ¹⁹²Ir-Quelle die größte Abweichung zum TPS bestand, dies gilt für die beiden Messstage 30.11.2023 und 18.12.2023. Die Messung vom 04.12.2023 zeigte die geringste Differenz zum Sollwert. Mit Fortschreiten der Messtage pendelte sich die Abweichung zur Planung für den Acuros Algorithmus in einem Bereich unterhalb von -6% ein. Die Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen zeigte, dass die ersten drei Messreihen des TG-43 Formalismus eine bessere Übereinstimmung zur Planung aufwiesen. Für die letzten drei Messreihen trat das umgekehrte Verhalten auf, sodass der Acuros Algorithmus mit der Planung besser übereinstimmte. Die Differenz zwischen den beiden Algorithmen zueinander lag bei 3%. Die Messergebnisse des microMOSFET zeigten eine geringere Abweichung zum Sollwert des TPS.

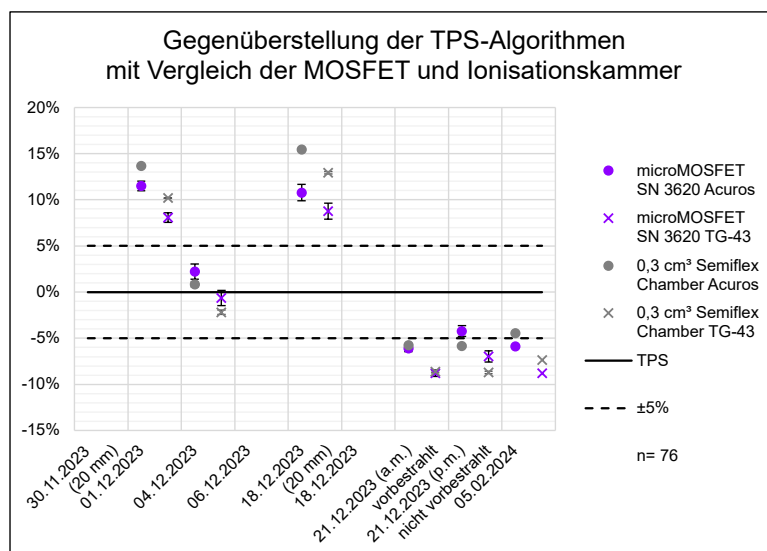


Abbildung 21: Grafische Auswertung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3620 und 0,3 cm³ Semiflex Chamber mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 12 angeführt.

Die grafische Auswertung der Gegenüberstellung des microMOSFET SN 3621, ersichtlich in Abbildung 22, zeigte, dass an den ersten zwei Messtagen eine gute Übereinstimmung mit dem TPS erzielt wurde. Bei der Messung am Vormittag des 21.12.2023 waren die beiden Detektoren deckungsgleich. Bei der Messung am Nachmittag trat bei dem microMOSFET eine Abweichung zur 0,3 cm³ Semiflex Chamber auf. Allgemein ersichtlich war, dass die Ergebnisse der 0,3 cm³ Semiflex Chamber welche mit dem Acuros Algorithmus berechnet wurden, besser mit dem TPS übereinstimmten. Davon ausgenommen war jene Messreihe, welche im 20 mm Abstand zur Quelle am 18.12.2023 durchgeführt wurde. Hier erreichte der microMOSFET eine geringere Abweichung zur Planung, lag aber im Vergleich zu den anderen Messreihen am weitesten außerhalb der 5% Grenze.

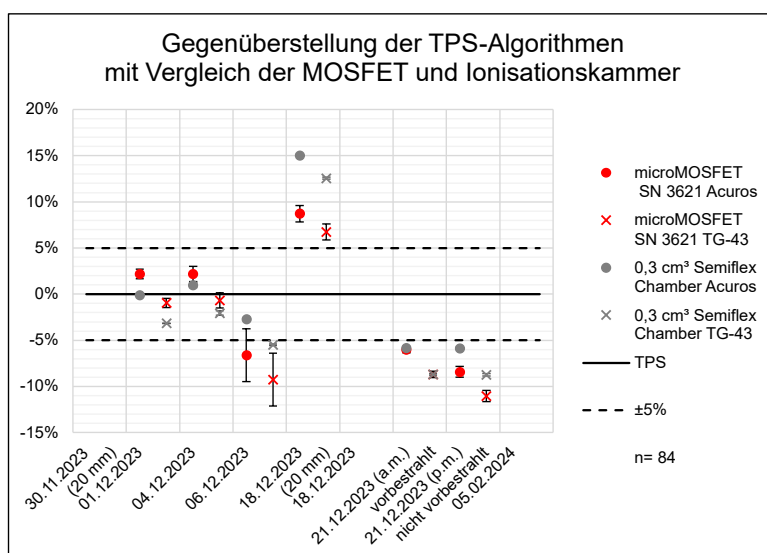


Abbildung 22: Grafische Auswertung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3621 und 0,3 cm³ Semiflex Chamber mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 13 angeführt.

An fast allen Messtagen, ausgenommen die Messung im Abstand zur ¹⁹²Ir-Quelle von 20 mm vom 18.12.2023, zeigten microMOSFET und 0,3 cm³ Semiflex Chamber zueinander eine große Deckungsgleichheit sowohl für die Acuros als auch TG-43 Ergebnisse, dies ist in Abbildung 23 zu sehen. Die beste Übereinstimmung zum TPS trat am 04.12.2023 auf, wobei beiden Berechnungsalgorithmen eine ähnliche Abweichung zur Planung aufwiesen. Für alle weiteren Messreihen schnitt der Acuros Algorithmus besser ab. Davon ausgenommen war die Messreihe vom 18.12.2023 (20 mm), hier zeigt die

Abbildung 23, dass mit geringem Abstand zur radioaktiven Quelle die Abweichung zur Planung zunimmt. Die letzten drei Messreihen im Vergleich mit den Werten des Acuros Algorithmus lagen innerhalb von -7%. Zu beobachten war auch, dass die Messreihe am selben Tag, welche der Kontrolle der Reproduzierbarkeit diene, sowohl am Vormittag als auch am Nachmittag ähnliche Ergebnisse erzielte.

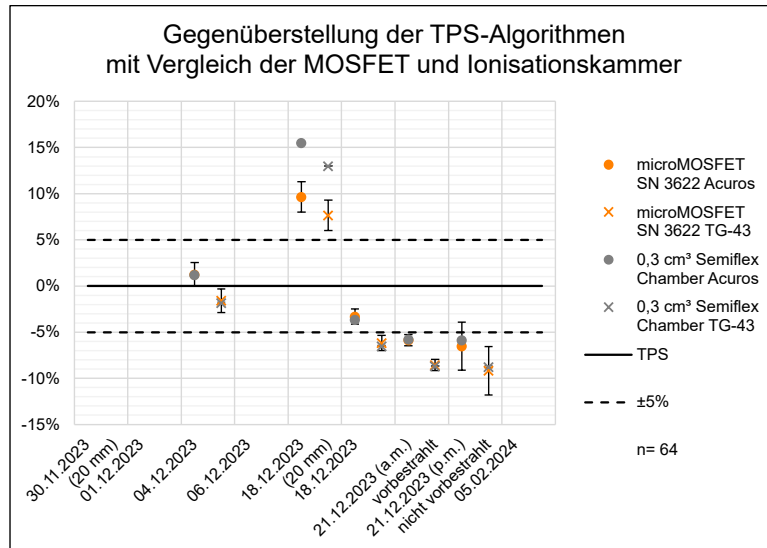


Abbildung 23: Grafische Auswertung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3622 und 0,3 cm³ Semiflex Chamber mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 14 angeführt.

Der microMOSFET SN 3623, Abbildung 24, zeigte mit Beginn des Versuchs am 01.12.2023 eine kontinuierliche Abnahme der Abweichung zum TPS, welche sich ab dem 18.12.2023 einpendelte auf eine stabile Differenz zur Planung von unter -8% (Acuros). Jene Messung am 18.12.2023, welche im Abstand von 20 mm erfolgte, zeigte die größte Abweichung zur Planung, wobei hier vor allem die 0,3 cm³ Semiflex Chamber eine deutliche Differenz zum Sollwert aufwies. Bei den anderen Messreihen erreichte die 0,3 cm³ Semiflex Chamber für beide Berechnungsmethoden eine geringere Abweichung zur Planung. Des Weiteren war ersichtlich, dass ab dem 06.12.2023 der Berechnungsalgorithmus Acuros eine bessere Übereinstimmung zum Sollwert zeigte. Die Abweichung zwischen Acuros und TG-43 lag wieder bei 3%. Die Vergleichsmessung von Vormittag zu Nachmittag am 21.12.2023 zeigte bei der 0,3 cm³ Semiflex Chamber ein stabiles Verhalten. Der microMOSFET wich am Nachmittag um 2% zum Vormittag ab. Wenn man gedanklich eine

Kurve in diesen die Abbildung 24 legt lässt sich anhand der Messergebnisse erkennen, ausgenommen jene in 20 mm Abstand vom 18.12.2023, dass der microMOSFET eine Abnahme mit fortschreitender Dauer der Messungen aufweist.

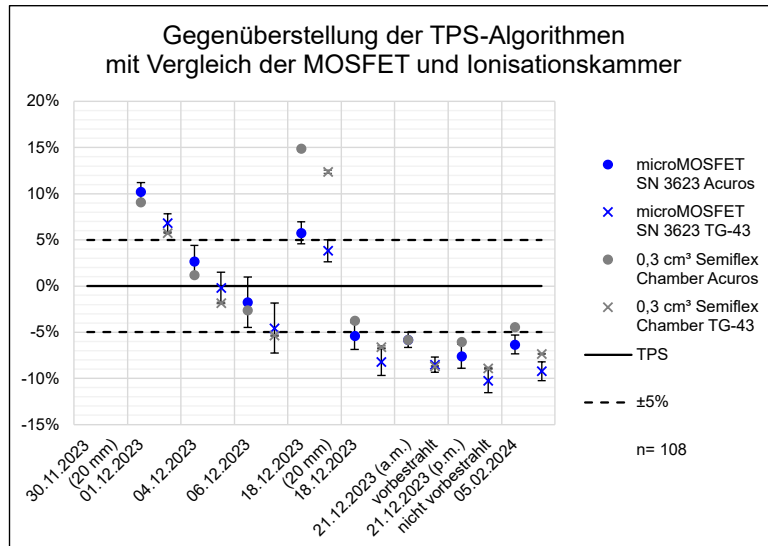


Abbildung 24: Grafische Auswertung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3623 und 0,3 cm³ Semiflex Chamber mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 15 angeführt.

Der Vergleich der beiden Messreihen vom 31.11.2023 und 18.12.2023 im Abstand von 20 mm zeigte, dass jene Messungen, welche am 30.11.2023 aufgenommen wurden, eine Übereinstimmung zum TPS von unter 4% zeigt. Für die Messreihe am 18.12.2023 lag der microMOSFET SN 3624 oberhalb des 5% Grenze. Die 0,3 cm³ Semiflex Chamber lag weiter außerhalb des Sollwertes, zu sehen in Abbildung 25. Jene Messreihen, welche zu Beginn des Versuchs aufgenommen wurden, zeigten alle eine Differenz zur Planung von unter 5%. Die Messreihen am Ende des Versuchs lagen für den Acuros Algorithmus bei -6%. Der Acuros Algorithmus erreichte bei diesem Versuch eine geringere Abweichung zum TPS als jene des TG-43 Formalismus. Die Messungen zur Prüfung der Reproduzierbarkeit am 31.12.2023 zeigten eine sehr gute Übereinstimmung zwischen Vormittag und Nachmittag.

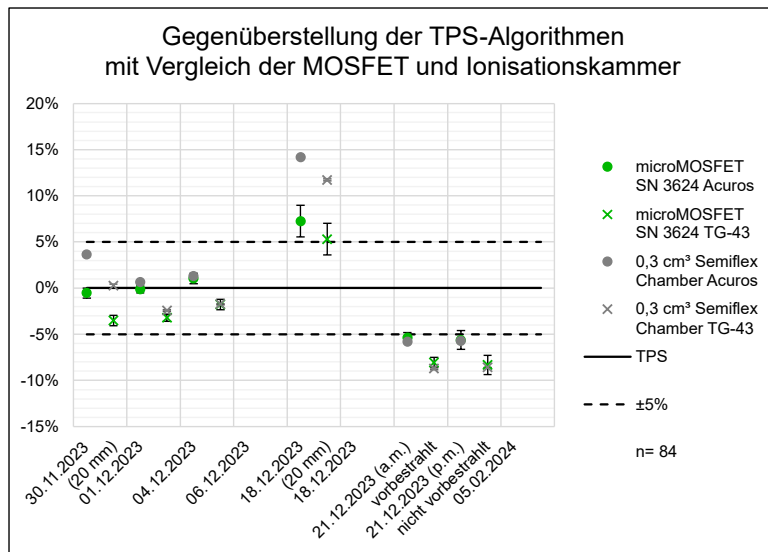


Abbildung 25: Grafische Auswertung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3624 und 0,3 cm³ Semiflex Chamber mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 16 angeführt.

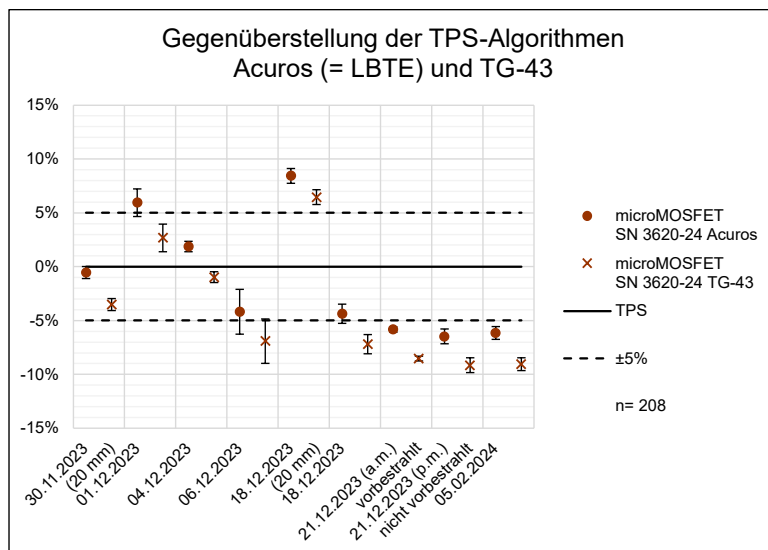


Abbildung 26: Punktdiagramm der Abweichung zwischen dem TPS und den microMOSFETs SN 3620 bis 3624, mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 17 angeführt.

Für den Vergleich der beiden Berechnungsalgorithmen Acuros und TG-43 wurde der Mittelwert sämtlicher microMOSFETs herangezogen. Dieser Vergleich, zu sehen in Abbildung 26, zeigte, dass mit Fortschreiten des Versuchs sich eine konstante Abweichung zum TPS einpendelt von $< -7\%$ (Acuros). Die Messreihe in 20 mm Distanz zur ^{192}Ir -Quelle lag am 30.11.2023 am dichtesten an der Planung. Die zweite Messung in diesem Abstand vom 18.12.2023 ergab eine größere Abweichung, welche weit außerhalb der 5% Grenze lag. Die Messergebnisse des Acuros Algorithmus zeigten die geringste Abweichung zum TPS auf, wobei dieses Verhalten erst ab dem 06.12.2023 auftrat. Davor lag der TG-43 Formalismus näher an der Planung, wobei die Differenz zwischen den beiden Algorithmen Acuros und TG-43 immer bei 3% Abweichung zueinander lag. Des Weiteren ließ sich anhand der Resultate der 50 mm Messreihen erkennen, dass mit fortschreitender Anzahl an Versuchen die Abweichungen kleiner wurden (bis 5%).

Die Auswertung der beiden einzigen Messreihen am 18.03.2024 und 31.03.2024, zu sehen in Abbildung 27, ergab, dass der Acuros Algorithmus die geringste Abweichung zum Sollwert aufwies. Für den microMOSFET SN 3660 lag die größte Abweichung zur Planung bei -4% . Die Differenz zwischen den beiden Algorithmen lag wieder bei 3% zueinander. Die $0,3\text{ cm}^3$ Semiflex Chamber wies bei der ersten Messreihe am 18.03.2024 eine Abweichung zur Planung von -1% auf. In den darauffolgenden Messreihen lag der microMOSFET näher zum Sollwert.

Die Ergebnisse der beiden microMOSFET Messreihen für den Acuros Algorithmus lagen rund um die 5% Grenze. Die Messreihe am 18.03.2024 zeigte eine deutliche Abweichung zwischen dem Messergebnis der $0,3\text{ cm}^3$ Semiflex Chamber (-1%) und dem microMOSFET (-5%). Bei der Messung am 21.03.2024 waren die beiden Detektoren deckungsgleich, in der Abbildung 28 überlappen sich die beiden Punkte. Der Acuros Algorithmus erzielte im Vergleich der beiden Berechnungsmethoden die geringere Abweichung zum TPS.

Der microMOSFET SN 3663 zeigte für den gesamten Versuch eine bessere Übereinstimmung zum TPS als die $0,3\text{ cm}^3$ Semiflex Chamber, zu sehen in Abbildung 29. Dabei schnitten die Werte des Acuros Algorithmus besser ab als jene des TG-43 Formalismus. Die größte Abweichung zur Planung für den microMOSFET lag bei -1% (Acuros), Messung vom 12.04.2024. Die $0,3\text{ cm}^3$ Semiflex Chamber erreichte ein Ergebnis von -4% .

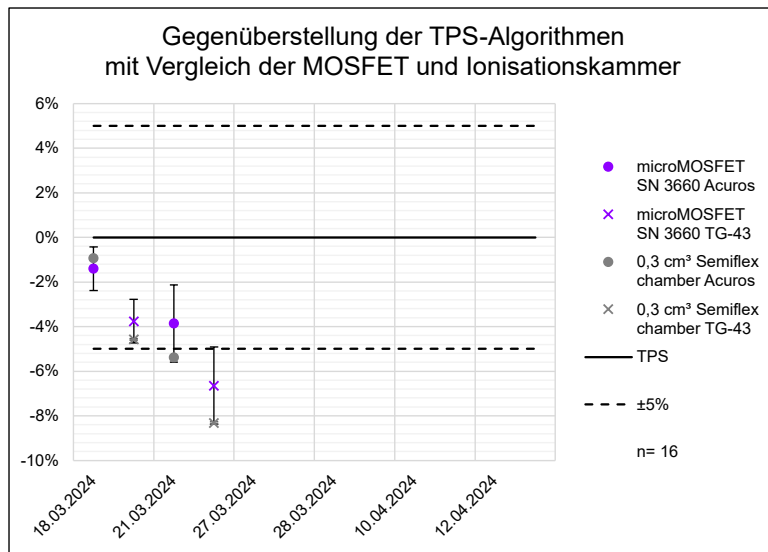


Abbildung 27: Grafische Auswertung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3660 und 0,3 cm³ Semiflex Chamber mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 18 angeführt.

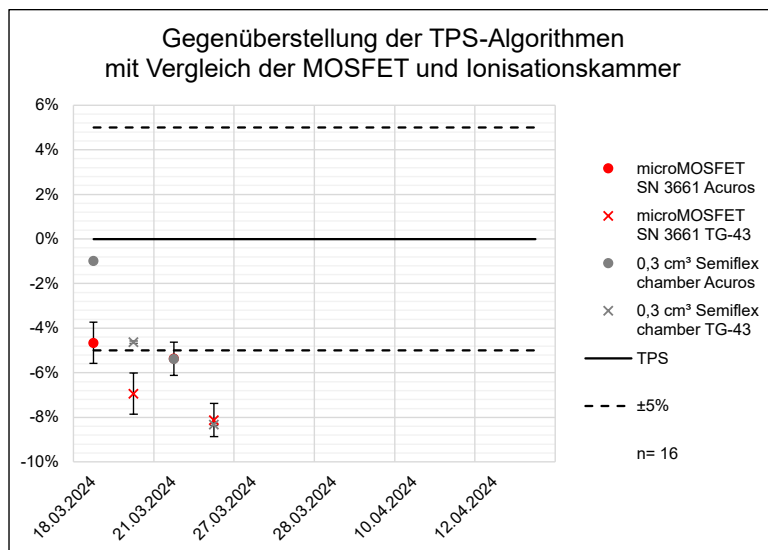


Abbildung 28: Grafische Auswertung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3661 und 0,3 cm³ Semiflex Chamber mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 19 angeführt.

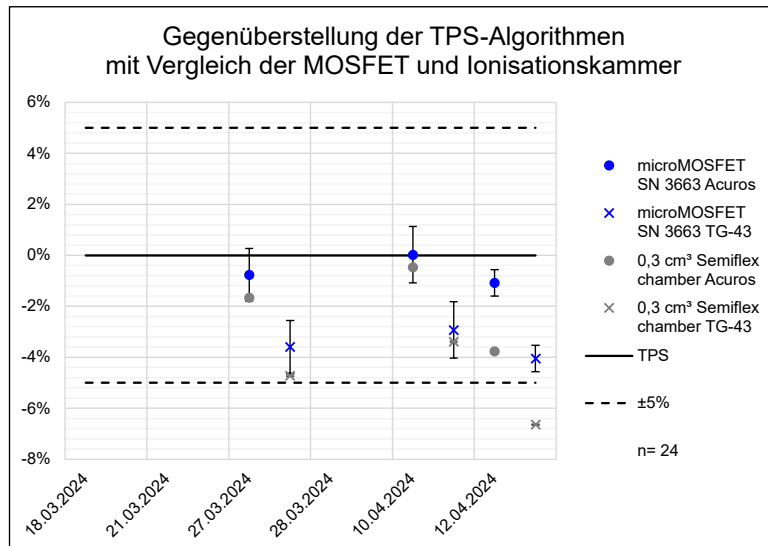


Abbildung 29: Grafische Auswertung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3663 und 0,3 cm³ Semiflex Chamber mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 20 angeführt.

Die Abbildung 30 zeigt, dass die 0,3 cm³ Semiflex Chamber und der microMOSFET SN 3664 deckungsgleich waren, ausgenommen davon die Messreihe am 28.03.2024. Bei dieser Messreihe hatte die 0,3 cm³ Semiflex Chamber die geringere Abweichung zum Sollwert, wobei der microMOSFET dennoch für den Acuros Algorithmus bei -6% Abweichung zur Planung lag. Allgemein zeigte sich, dass der Acuros Algorithmus bei dem gesamten Versuch die geringste Abweichung zur Planung aufwies.

Der Vergleich der Mittelwerte sämtlicher Versuche aller microMOSFETs zu sehen in Abbildung 31, ergab, dass der Acuros Algorithmus die geringste Abweichung zum TPS aufwies. Die Berechnungen mittels des TG-43 lagen auf 3% immer über- oder unterhalb der Acuros Berechnungen. Die microMOSFETs lagen innerhalb des 5% Grenze, davon ausgenommen war der Messwert am 28.03.2024, welcher mit einer Abweichung zur Planung von -6% unterhalb dieser Grenze lag. Die geringste Differenz zu Sollwert wurde an den beiden Messtagen 27.03.2024 und 10.04.2024 erzielt, hier lag die Differenz zur Planung unterhalb von -1%.

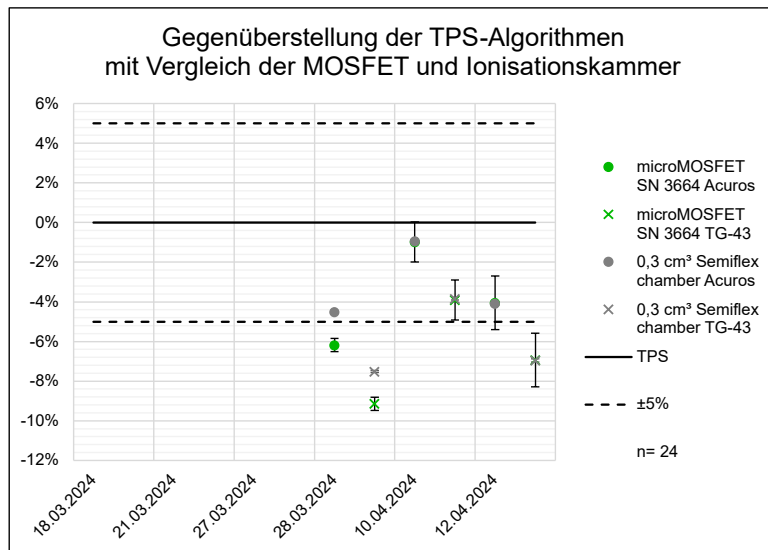


Abbildung 30: Grafische Auswertung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3664 und 0,3 cm³ Semiflex Chamber mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 21 angeführt.

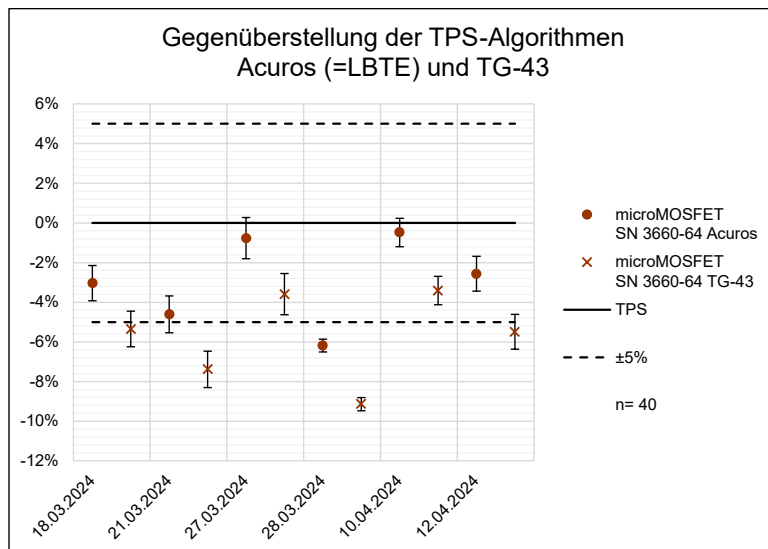


Abbildung 31: Diagramm der Abweichung zwischen dem TPS und den microMOSFETs SN 3660 bis 3664, mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten beruhen auf sämtlichen Vergleichsmessungen von Kalibrierfaktor mit dem TPS. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 22 angeführt.

Die Auswertung sämtlicher Graphen des Vergleichs der Algorithmen und der Messdetektoren ergab, dass der Acuros Algorithmus mit fortdauernder Messung die geringere Abweichung zum TPS aufwies. Zwischen den beiden Berechnungsalgorithmen Acuros und TG-43 lag immer ein Unterschied von $\pm 3\%$ zwischen den Resultaten. Keine der im Abstand von 50 mm durchgeführten Messungen mit den microMOSFETs und der mittels des Acuros Algorithmus berechneten Ergebnisse zeigte eine größere Differenz zur Planung als $\pm 7\%$, die meisten Werte lagen unterhalb dieses Wertes. Jene Messungen, welche in einem Abstand von 20 mm zur ^{192}Ir -Quelle vorgenommen wurden, zeigten eine deutliche große Abweichung zur Planung.

3.5. Prüfungsergebnis der Inhomogenitäten Messungen

Um zu prüfen, inwieweit Inhomogenitäten einen Einfluss auf die Messgenauigkeit von microMOSFETs haben, wurde im Abstand von 20 mm zur radioaktiven Quelle in das MOSFET-Phantom eine Inhomogenität platziert. Hinter dieser wurde im Abstand von 50 mm ein microMOSFET gesetzt. Für diesen Versuch standen nur zwei microMOSFETs SN 3663 und SN 3664 zur Verfügung, da aus dieser Serien ein microMOSFET bereits defekt geliefert wurde und die anderen zwei microMOSFETs aufgrund der Verwendung im Routinebetrieb des Krankenhauses nicht zur Verfügung standen.

Wie in der Abbildung 32 zu sehen, erzielten bei den Messungen mit der Inhomogenität Knochen die microMOSFETs eine Abweichung zum TPS, welche maximal 3% betrug. Der microMOSFET SN 3663 erreichte an vier der sechs Messtagen eine Abweichung zur Planung von höchstens 1% und an den restlichen zwei Messtagen (29.03.2024 und 12.04.2024) eine Abweichung von -3%. Die Messreihen des microMOSFET SN 3664 erzielten eine Abweichung zum TPS um die 2%, wobei auch hier am ersten und letzten Messtag die größte Abweichung gemessen wurde. Die restlichen Werte lagen innerhalb der 1% Grenze.

Bis auf die Messreihe vom 11.04.2024 lagen alle Messungen der Inhomogenität Fett des microMOSFET SN 3663 innerhalb der 1% Grenze und zeigten damit eine gute Übereinstimmung zum Sollwert, wobei hierbei die erste und letzte Messreihe die geringste Abweichung zum TPS aufwiesen. Der microMOSFET SN 3664 zeigte am 29.03.2024 und 08.04.2024, zu sehen in Abbildung 33, die größte Differenz zur Planung. Auch die

Messreihe vom 10.04.2024 lag bei einer Abweichung von 2%. Die anderen Messreihen lagen innerhalb oder um die 1% Grenze dieses Versuches.

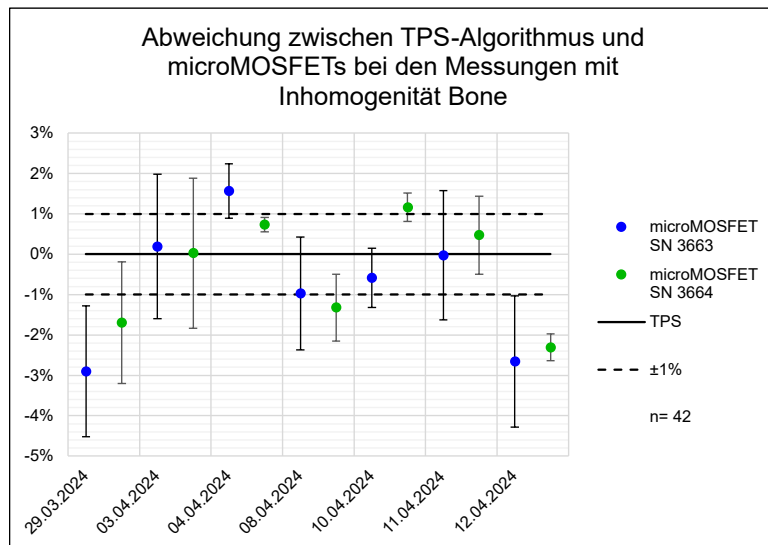


Abbildung 32: Darstellung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3663 und SN 3664. Die Daten beruhen auf dem Versuch der Messungen mit der Inhomogenität Knochen zu sehen in Tabelle 23.

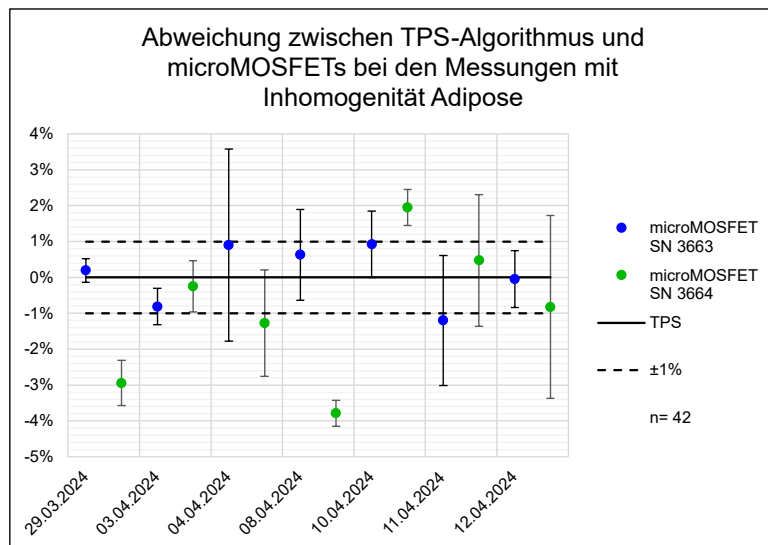


Abbildung 33: Darstellung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3663 und SN 3664. Die Daten beruhen auf dem Versuch der Messungen mit der Inhomogenität Fett zu sehen in Tabelle 24.

Für den microMOSFET SN 3664 trat die größte Differenz bei der Inhomogenität Muskel zur Planung am 04.04.2024 auf und betrug 2%. Für den microMOSFET SN 3663 lag

die höchste Abweichung zur Planung bei -2%, welche am 08.04.2024 gemessen wurde. Die Messreihen für den microMOSFET SN 3663 vom 10.04.2024 und 11.04.2024 unterschritten die 1% Grenze, lagen aber, wie in Abbildung 34 zusehen, sehr nahe.

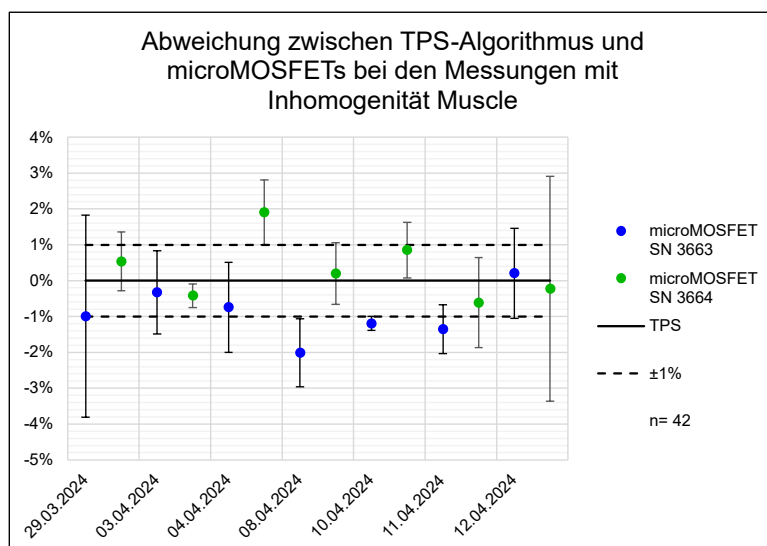


Abbildung 34: Darstellung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3663 und SN 3664. Die Daten beruhen auf dem Versuch der Messungen mit der Inhomogenität Muskel zu sehen in Tabelle 25.

Bei den Messreihen für die Inhomogenität Luft vom 04.04.2024, 10.04.2024 und 12.04.2024 unter- bzw. überschritten beide microMOSFETs die 1% Grenze. Die größte Differenz zum TPS lag bei 3,5%. Am 08.04.2024 überschritt nur der microMOSFET SN 3663 den Grenzwert. Die anderen Messreihen zeigten eine Abweichung zur Planung von maximal 1%, wobei, wie in Abbildung 35 zu erkennen, der microMOSFET SN 3664 an vier der sieben Messtage die geringste Abweichung zur Planung aufwies. Der microMOSFET SN 3663 lag innerhalb der Grenzwerte nur an drei Messtagen.

Der Versuch mit der Inhomogenität Titan zeigte, dass Differenzen zur Planung von bis zu 20% (10.04.2024) erreicht wurden. Eine genaue Betrachtung der Abbildung 36 zeigte, dass die microMOSFETs eine Abweichung zur Planung von durchschnittlich 12% aufwiesen. Legt man um diesen Offset eine 1% Grenze, so lag der microMOSFET SN 3663 bei vier der Messreihen innerhalb dieses Grenzwertes. Der microMOSFET SN 3664 zeigte deutlich größere Schwankungen zum Ansprechwert und lag dreimal innerhalb des Grenzwertes.

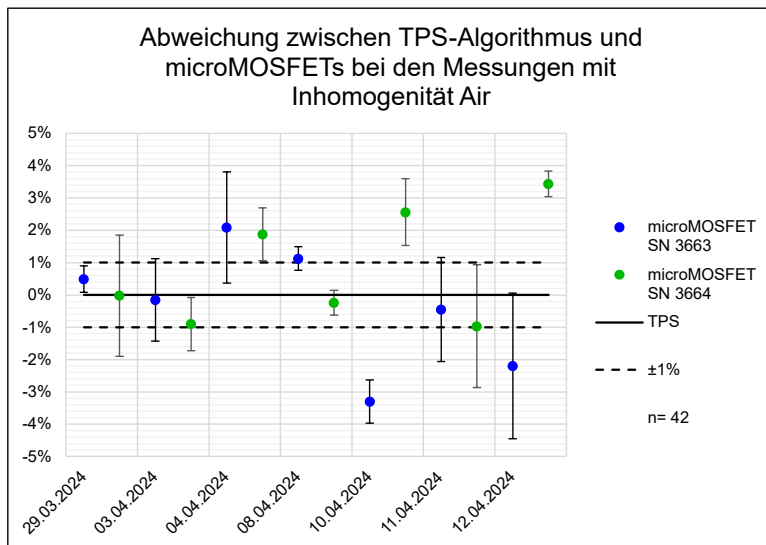


Abbildung 35: Darstellung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3663 und SN 3664. Die Daten beruhen auf dem Versuch der Messungen mit der Inhomogenität Luft zu sehen in Tabelle 26.

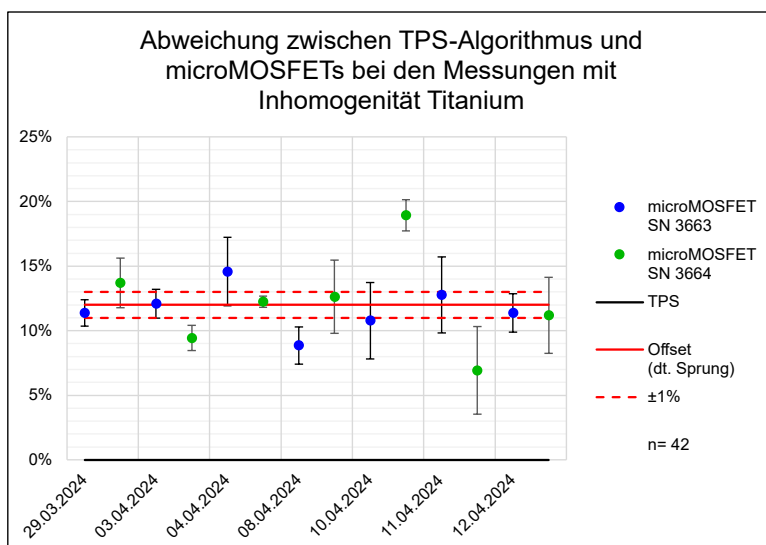


Abbildung 36: Darstellung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3663 und SN 3664. Die Daten beruhen auf dem Versuch der Messungen mit der Inhomogenität Titan zu sehen in Tabelle 27.

Der Vergleich sämtlicher Versuche, wobei hierbei der Mittelwert berechnet wurde (für den jeweiligen microMOSFET und die Inhomogenität (Abbildung 37)) ergab, dass für die Inhomogenitäten Knochen, Fett, Muskel und Luft beide microMOSFETs eine gute Übereinstimmung zum TPS zeigten. Der Grenzwerte von 1% wurde dabei eingehalten. Der Versuch mit der Inhomogenität Titan zeigte im Mittel eine Differenz zur Planung von 12%.

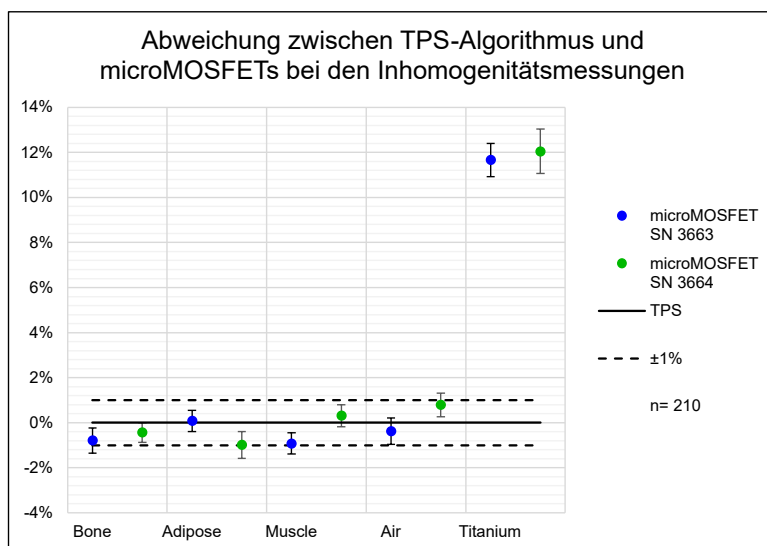


Abbildung 37: Vergleich aller Versuche der unterschiedlichen Inhomogenitäten. Die Daten für diese Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 28 und Tabelle 29 ersichtlich.

4. Diskussion

4.1. Rauschen als bauteilspezifische Eigenschaft eines MOSFET

Wie bereits beschrieben, setzt sich ein microMOSFET aus zwei MOSFET-Chips zusammen. Was die Sensibilität des microMOSFET gegenüber radioaktiver Strahlung erhöht [42], [41]. Diese Steigerung trägt aber nicht dazu bei, die für einen MOSFET typischen spezifischen Eigenschaften des Rauschens zu reduzieren [29, S. 391 f.]. Das auftretende Rauschen der microMOSFETs ist auf das sehr kleine Volumen zurückzuführen, wodurch viele der Sekundärelektronen aus dem umgebenden Medium selbst Einfluss nehmen [52]. Des Weiteren verweist der Hersteller Best Medical in einem E-Mail darauf, dass das Rauschen ein Resultat der Verschaltung des portable Reader ist. Dem entsprechen war

es nicht verwunderlich, dass die getesteten microMOSFETs ebenfalls ein solches Rauschen aufwiesen, wobei der Vergleich der microMOSFETs untereinander auch deutliche Unterschiede in ihrem Auftreten des Rauschens zeigten.

Das Rauschen der getesteten microMOSFETs lag, bis auf einigen wenigen Ausreißern, ab 2,5 Min. bei einer Schwankungsbreite von ± 4 mV. Der Offset, der beim microMOSFET SN 3623 auftrat, beeinflusste in weiterer Folge die Messgenauigkeit nicht [29, S. 473], [35, S. 300]. Dies liegt daran, dass für die Messung von radioaktiver Strahlung die Spannungsverschiebung relevant ist und nicht der Anfangswert [39]. Es gab einige microMOSFETs die stärker oder schwächer Rauschen, vergleicht man die beiden microMOSFETs SN 3620 und SN 3623 mit ihrer Übereinstimmung zur Planung, zeigt sich kein Zusammenhang, zwischen Rauschen, Offset und der Messgenauigkeit.

Es lässt sich daher folgern, dass das Rauschen der microMOSFETs keinen signifikanten Einfluss auf die Messgenauigkeit hat und eine spezifische Eigenschaft für MOSFETs ist, die sich nicht vollständig beseitigen lässt. Es genügt daher das Rauschen als Teil des Kalibrierfaktors mit zu berücksichtigen. Dies hat auch den Vorteil, dass keine weiteren Korrekturen erforderlich sind und somit eine eventuelle Fehlerquelle vermieden wird.

Bezüglich des Versuches der Einschwingzeit ist ersichtlich, dass die microMOSFETs in etwa 1 Minute benötigten, um sämtliche, durch die radioaktive Strahlung erzeugten Sekundärelektronen in der Nähe der Übergangsschicht zwischen Substrat und Gate anzusammeln, wo die Löcher in Traps (dt. Fallen) gefangen werden [10, S. 26 f.], [40]. Ab der 2 Minute ist ein Verhalten zu erkennen das Ehringfeld et al. in seinem Versuch mit MOSFETs, als „Fading“ (dt. Signalauslöschung) bezeichnet [52]. Hanno Krieger beschreibt dieses Verhalten wie folgt: „*Unter Fading versteht man die Abnahme der im Detektor gespeicherten Energie in der Zeitspanne zwischen Bestrahlung und Auswertung...*“ [12, S. 22]. Dabei nimmt die Stärke des Signals kontinuierlich ab, da die durch die radioaktive Strahlung erzeugten Sekundärelektronen wieder die Traps verlassen oder rekombinieren [10, S. 31], [40] und dadurch weniger Gatespannung (U_{GS}) benötigt wird, um einen Stromfluss von Source zu Drain aufrechtzuerhalten.

Die Dauer des Einschwingens und das Fading sind konkrete Einflüsse, welche bei Messungen immer mit berücksichtigt werden sollten, um hier zu vermeiden, dass man Messergebnisse abfragt, welche noch im Bereich der Messspitzen liegen oder, im Falle des Fadings, bereits sich im abklingenden Bereich befinden.

Ehringfeld et al. hat in seiner Untersuchung mittels eines Orthovolt-Gerätes und MOSFET Dosimetern TN-502 RD festgestellt, dass die Bestrahlung auf das Kabel einen Effekt auf die Messresultate hat [52]. In dem von uns gewählten Messaufbau wurde auch das Kabel bestrahlt. Inwieweit die Kabellänge ebenfalls einen Einfluss auf die Messergebnisse hat lässt sich nicht eruieren da die Länge des mit bestrahlten Kabels immer gleich blieb und somit hier eventuelle Beeinflussungen im Kalibrierfaktor mit berücksichtigt wurden. Der Einfluss sollte aber im vernachlässigbaren Bereich liegen. Dies liegt daran, dass mit demselben Kalibrierfaktor Abweichungen zum TPS von $\leq 5\%$ erreicht wurden. Bei den Inhomogenitäten Knochen, Fett, Muskel und Luft wurden Abweichungen zur Planung von $\leq 1\%$ erzielt. Berücksichtigt man nun, dass bei der Messung mit den Inhomogenitäten der microMOSFET einschließlich Messkabel komplett abgeschirmt wurde, ein Effekt der vor allem bei der Inhomogenität Titan signifikant ist, muss der Einfluss auf das Kabel gering sein, da sonst bei den Inhomogenitäten größere Abweichungen zur Planung auftreten hätten müssen, da der Kalibrierfaktor die Bestrahlung des Kabels mit berücksichtigt.

4.2. Relevanz des Bias und der Vorbestrahlung auf die Messgenauigkeit

Der portable Reader verfügt über zwei Möglichkeiten der Einstellung des Bias, „Standard“ und „High“. Beim Umstellen des Bias auf „High“ erhöht sich die Sensitivität des microMOSFET um das Dreifache, wie der Hersteller Best Medical in seinen E-Mails angab. Der Hersteller empfiehlt für Messungen im kV-Bereich den Bias auf „High“ zu stellen [49, S. 14, 32]. Es ergaben sich so Kalibrierfaktoren von 3,65 mV/cGy und 3,71 mV/cGy. Ruiz-Arrebola et al. führte ebenfalls Messungen mit microMOSFETs TN-502 RDM und ^{192}Ir durch. Er stellte ebenfalls den Bias wie empfohlen auf „High“ dabei erreichte er Kalibrierfaktoren von 0,82 mV/cGy, 0,91 mV/cGy und 0,86 mV/cGy [53]. Diese signifikante Abweichung zu den von uns erhobenen Kalibrierfaktoren für den Bias „High“ ist dem geschuldet, dass Ruiz-Arrebola et al. die microMOSFETs für die Kalibrierung in einer Nadel positionierte [53]. Wie in dieser Untersuchung erhobene Messung mittels der Inhomogenitäten Titan zeigt, tritt eine große Abweichung zum TPS auf, wenn der microMOSFET

hinter einem Metallgegenstand platziert wird. Das Titan schirmt somit den microMOSFET vor der radioaktiven Strahlung ab, dementsprechend verwundert es nicht, dass Ruiz-Arrebola et al. trotz eines ähnlichen Versuchsaufbaus andere Kalibrierfaktoren erhielten. Die Untersuchung von Dong et al. ergab Kalibrierfaktoren von 2,78 mV/cGy, 2,98 mV/cGy, 3,20 mV/cGy und 3,50 mV/cGy [54]. Diese Kalibrierfaktoren zeigen eine gute Übereinstimmung mit den von uns erhobenen Werten.

Die Umstellung des portable Reader auf den Bias „Standard“ ergab Kalibrierfaktoren von 1,06 mV/cGy und 1,19 mV/cGy. Diese Werte decken sich mit denen in der Literatur erhobenen Kalibrierfaktoren von 0,87–1,09 mV/cGy [55], [56], wobei hier anzumerken ist, dass die Untersuchungen mit MOSFET Dosimeter TN-502RD durchgeführt wurden und keinen microMOSFETs TN-502 RDM.

Die große Abweichung zwischen den beiden Kalibrierfaktoren ist nur der Einstellung des Bias am portable Reader geschuldet, je nach Einstellung wird am Gate eine andere Gate-Spannung (U_{GS}) von -6/-15 V vorgegeben [42]. Ein falsch eingestellter Bias führt bei den Messungen um ein >68% niedrigeres Messergebnis. Während dieser Untersuchung wurde der portable Reader und einige microMOSFETs für die Routine-Messungen im MV-Bereich verwendet. Da der portable Reader über keine Anzeige verfügt, die Auskunft über den eingestellten Bias gibt, kam es vor, dass Messungen mit dem Bias „Standard“ erfolgten. Dieser Fehler wurde, aufgrund des um den Faktor drei niedrigeren Messresultaten zwischen bereits vorhandenen Messergebnissen, sofort erkannt. Dennoch sollten die Einstellungen am portable Reader vor jeder Messung überprüft werden, um diese Fehlerquelle auszuschließen.

Die Empfehlung des Herstellers, die microMOSFETs mit 1–2 Gy vorzubestrahlen, um die Traps im microMOSFET mit Elektronen zu füllen, damit diese für eine Rekombination nicht mehr zur Verfügung stehen und somit alle weiteren erzeugten Elektronen länger im Leitungsband verbleiben, wo sie für die elektrische Leitung zur Verfügung stehen [12, S. 94 f.], führt zu einer Verbesserung der Messgenauigkeit von 0,25–2,41%.

Die in der Literatur angegebenen Messgenauigkeiten, im Vergleich zum TPS, welche im anschließenden Kapitel näher erläutert werden, wurden alle ohne Vorbestrahlung durch-

geführt. Dies liegt daran, dass die Vorbestrahlung nicht in der Gebrauchsanleitung des portable Reader angeführt ist, sondern diese Empfehlung erst vom Hersteller Best Medical in einem gesonderten E-Mail angegeben wurde. Dementsprechend verwundert es nicht, dass auf diese Vorbestrahlung zumeist verzichtet wurde. Die Sinnhaftigkeit der Vorbestrahlung erschließt sich nicht, da die Verbesserung in einem überschaubaren prozentualen Bereich liegt. Es stellt sich eher die Kosten-Nutzen-Frage, inwieweit eine regelmäßige Vorbestrahlung von 1–2 Gy bei einem microMOSFET mit einem Einsatzbereich bis 20 Gy zielführend und nötig ist.

4.3. Der microMOSFET im Vergleich zu den Algorithmen und der Ionisationskammer

Der Vergleich der Detektoren mit dem TPS zeigte, dass bei einem Abstand zur radioaktiven Quelle von 20 mm die größten Abweichungen zur Planung auftraten. Erst ab einer Distanz von 50 mm zur radioaktiven Quelle zeigten sich Messergebnisse, welche in der Nähe der 5% Grenze lagen.

Dass ein zu geringer Abstand des microMOSFETs zur radioaktiven Quelle zu einem schlechteren Messergebnis führt, zeigte sich in mehreren anderen Studien, wo Messungen im Phantom [57], im Patienten oder der Patientin [58] durchgeführt wurden und der Abstand zur radioaktiven Quelle variiert wurde. Yadav et al. [59] hat für einen MOSFET TN-502RD eine Tiefendosiskurve erstellt. Anhand dieser Kurve ist ersichtlich, dass erst ab einem Abstand zur radioaktiven Quelle von 30 mm die Dosis kontinuierlich linear abfällt, davor ist der Verlauf sehr schwankend. Fehlpositionierungen des microMOSFET bei Abständen zur radioaktiven Quelle von <30 mm haben somit einen stärkeren Einfluss auf die Messgenauigkeit als Messungen in größeren Abständen zur radioaktiven Quelle, was dem Abstandsquadratgesetz $1/r^2$ entspricht [12, S. 350].

Für den microMOSFET SN 3624 und seiner Messung am 30.11.2023 durchgeführt in einem Abstand von 20 mm bedeutet dies, dass die Positionierung sehr genau erfolgte und somit eine ideale Übereinstimmung zur Planung möglich war. Sämtliche anderen Messungen in diesem Abstand führten nicht zu so guten Ergebnissen, weswegen eine Positionierung der microMOSFETs mit zu geringen Abstand zur radioaktiven Quelle abzuraten ist.

Eine ideale Positionierung des microMOSFETs ist aufgrund der Toleranzen des microMOSFET im Halter und der Toleranz des Halters im MOSFET-Phantom nicht möglich. Es empfiehlt sich, wie auch in der Untersuchung von Ehringfeld et al. festgestellt, aufgrund der nicht zylindrischen Form des microMOSFET dementsprechend auf die Position und den Einstrahlungswinkel zu achten [52]. Mason et al. empfiehlt eine Positionstoleranz von 2 bis 3 mm, um die Fehlpositionierung des microMOSFET zu kompensieren [58]. Ruiz-Arrebola et al. hat in diesem Zusammenhang sogar ein Model der Korrektur für den Abstand zwischen radioaktiver Quelle und Detektor entwickelt, um die Genauigkeit zu erhöhen [53].

Bei diesem Versuch wurde auch der Unterschied zwischen den verschiedenen Berechnungsalgorithmen Acuros (= LBTE) und TG-43 betrachtet. Dabei zeigte sich bei sämtlichen Messungen eine Differenz zwischen diesen beiden Berechnungsmethoden von $\pm 3\%$. Dieser Unterschied deckt sich in einer von Meftahi und Song durchgeführten Untersuchung von High-Dose-Rate (HDR) Brachytherapie Dosis Simulationen, welche Abweichungen zwischen diesen beiden Berechnungsalgorithmen von $2,3 \pm 2,6\%$ ergaben [60].

Die microMOSFETs der SN 3620–24 zeigten eine durchschnittliche Abweichung zum TPS von $-6,47$ – $-5,94\%$ (Acuros, 50 mm). Bei den microMOSFETs mit der SN 3660–64 waren es $-0,48$ – $-6,18\%$ (Acuros, 50 mm). In ähnlichen Studien mit Afterloadern und MOSFET des Herstellers Best Medical zeigten sich Abweichungen zum TPS von $-5,7$ – $-7,4\%$ [1], [53], [55], [56], [57], [58]. Somit lagen die Messungen mit den microMOSFETs ebenfalls in dem für diesen Detektor üblichen Wertebereich. Anzumerken sei, dass mit fortschreitender Erfahrung im Umgang mit den microMOSFETs und dem MOSFET-Phantom sich mit dem Kalibrierfaktor, welcher nur durch drei vorangegangenen Messungen mittels Kreuzkalibrierung mit der $0,3 \text{ cm}^3$ Semiflex Chamber erhoben wurde, eine Abweichung zum TPS von $\leq 5\%$ einstellte und somit die Messungen reproduziert werden konnten. Eine Abweichung zur Planung von $\leq 5\%$ wurde bereits auch von Ehringfeld et al. als praktikabel erachtet, da für die geplante Verwendung der microMOSFET ebenfalls Werte im Gray-Bereich angestrebt werden [52]. Inwieweit die $0,3 \text{ cm}^3$ Semiflex Chamber für die Kreuzkalibrierung das Optimum darstellt ist fraglich, da es andere Detektoren gibt, welche eine bessere Übereinstimmung zur Planung besitzen [61].

Bei der $0,3\text{ cm}^3$ Semiflex Chamber stellte sich eine durchschnittliche Abweichung zum TPS bei den ersten Parallelmessungen mit den microMOSFETs SN 3620–24 von $-5,87\text{--}5,82\%$ (Acuros, 50 mm) und bei der zweiten Parallelmessung mit den microMOSFETs SN 3660–64 von $-0,71\text{--}5,37\%$ (Acuros, 50 mm) ein. Somit ergab dies einen Unterschied zwischen $0,3\text{ cm}^3$ Semiflex Chamber und microMOSFETs von $-0,6\text{--}0,81\%$. Yadav et al. verglich in seiner Studie ebenfalls eine Ionisationskammer mit einem MOSFET, erreichte aber hier, je nach Körperregion Abweichungen zwischen diesen beiden Messdetektoren von $2,63\%$ (Mediastinum), $0,91\%$ (Leber) und $2,05\%$ (Wirbelsäule) [59], wobei die Berechnung der Dosis des TPS auf dem MC Algorithmus beruhten und er eine Ionisationskammer mit $0,125\text{ cm}^3$ Kameravolumen verwendete.

Die geringe Differenz zwischen den verwendeten Detektoren ist auch der Tatsache geschuldet, dass die microMOSFETs mittels der $0,3\text{ cm}^3$ Semiflex Chamber gekreuzkalibriert wurden. Dementsprechend sind große Unterschiede zwischen diesen zwei Detektoren ein Indikator dafür, dass der microMOSFET in seiner Halterung falsch positioniert wurde. Der niedrige kV-Energiebereich der ^{192}Ir -Quelle ist für die $0,3\text{ cm}^3$ Semiflex Chamber nicht von Relevanz, da ^{192}Ir eine mittlere Energie von 360 keV besitzt [62, S. 249], [13, S. 29].

4.4. Verhalten der microMOSFETs beim Auftreten von Inhomogenitäten

Die Untersuchung der Messgenauigkeit der microMOSFETs beim Auftreten von Inhomogenitäten ergab, dass hier Abweichungen zum TPS von $-2,90\text{--}1,57\%$ (Knochen), $-3,76\text{--}1,95\%$ (Fett), $-2,01\text{--}1,91\%$ (Muskel), $-3,30\text{--}3,44\%$ (Luft) und $6,92\text{--}18,94\%$ (Titan) erreicht wurden. Die Berechnung der Dosis erfolgte hier nur mit dem Acuros Algorithmus (TG-43 für homogene Felder), da als Referenz für sämtliche Strukturen Wasser hinterlegt ist [57]. Dass Titan einen großen Einfluss auf die Messgenauigkeit besitzt wurde, anhand des Versuches von Ruiz-Arrebola et al. bestätigt. Hierbei wurden gleiche microMOSFETs mit identen Einstellungen kalibriert. Die microMOSFETs waren während der Kalibrierung in einer Edelstahlnadel positioniert. So ergaben sich Kalibrierfaktoren von $0,82\text{ mV/cGy}$, $0,91\text{ mV/cGy}$ und $0,86\text{ mV/cGy}$ [53]. Was im Vergleich zu den von uns erhobenen Kalibrierfaktoren von $3,65\text{ mV/cGy}$ und $3,71\text{ mV/cGy}$ einen Unterschied von 23% ausmacht.

Die Schwankungen innerhalb der einzelnen Messungen der jeweiligen Inhomogenität sind sehr gering und durch das Rauschen verursacht. Die Fehlpositionierung als Ursache kann ausgeschlossen werden, weil dieser Fehler sich über einen ganzen Messtag hindurchziehen müsste, was nicht der Fall ist. Betrachtet man den Mittelwert über alle Messungen für jeweils eine Inhomogenität, ergibt sich eine Abweichung zum TPS von $\leq 1\%$, davon ausgenommen ist die Inhomogenität Titan, welche eine Abweichung zur Planung von $\leq 12\%$ erreicht. Dies ist nicht verwunderlich, bedenkt man, dass Titan einen hohen Schwächungskoeffizienten besitzt und somit die auf den microMOSFET einwirkende Strahlung abgeschwächt wird [8, S. 24].

4.5. Konklusion über die Verwendung von microMOSFETs für die Qualitätssicherung (QA)

Die Tatsache, dass mittels eines Kalibrierfaktors, der mit drei Einzelmessungen erhoben wurde, eine Abweichung zum TPS von $\leq 5\%$ erzielt werden, was ebenfalls auch der Abweichung zur Planung mit andern gleichwertigen Detektoren entspricht, spricht für das präzise und reproduzierbare Verhalten der microMOSFETs. Vor allem die Messungen mit den Inhomogenitäten liegen mit ihrer Abweichung zur Planung von $\leq 1\%$ in einem Bereich, wie sie bis dato von keinem gleichwertigen Detektor erreicht wurden. Die Verwendung des Acuros Berechnungsalgorithmus ist für Messungen mit Inhomogenitäten nötig und auch im homogenen Feld empfehlenswert, da hierbei eine genauere Berechnung möglich ist.

Die Handhabung der microMOSFETs und ihres portable Reader ist denkbar einfach. Das kleine Volumen der microMOSFETs hat zwar den großen Vorteil, dass sie, vor allem bei Messungen mit Patienten oder Patientinnen, als nicht störend wahrgenommen werden und auch eine Positionierung in Nadeln möglich ist. Nachteil dabei ist, dass eine korrekte Positionierung der microMOSFETs vor allem im Bereich des steilen Dosisgradienten schwierig ist. Dies kann aber mit entsprechenden Korrekturfaktoren oder Toleranzgrenzen entgegengewirkt werden.

Diese Vorteile des microMOSFET machen diesen Detektor, trotz seines eher schlichten und unscheinbaren Aussehens, zu einem Messdetektor der nicht unterschätzt werden

sollte. Vor allem da voran gegangene Studien an Patienten und Patientinnen belegen, dass der MOSFET und somit auch der microMOSFET für die QA am Patienten und Patientinnen angewendet werden kann. Die Implementierung im kV-Bereich ist somit möglich. Betrachtet man die Inhomogenitäten Messungen, so zeigt der microMOSFET ein nicht zu unterschätzendes Potenzial, das weiter erforscht werden sollte. Auch eine Erhöhung der Messgenauigkeit durch einen besseren Kalibrierfaktor wäre denkbar, wenn man für die Kreuzkalibrierung einen Messdetektor verwendet würde, der durch seine geringe Abweichung zur Planung bereits bekannt ist. Dies sind Fragen, mit denen sich nachfolgende Untersuchungen befassen können.

Literatur

- [1] A. Springer u. a., „Total body irradiation with volumetric modulated arc therapy: Dosimetric data and first clinical experience“, *Radiation Oncology*, Jg. 11, Nr. 1, März 2016. DOI: 10.1186/s13014-016-0625-7.
- [3] *Technical Note 4: Introduction to the MOSFET Dosimeter*, Techn. Ber., Ottawa, Canada. besucht am 30. Okt. 2023. Adresse: www.bestmedicalcanada.com/pdf/technotes/T4_101248_05_IntroMOSFET.pdf.
- [6] D. S. Chang, F. D. Lasly, I. J. Das, M. S. Mendonca und J. R. Dynlacht, *Basic radiotherapy physics and biology*, 2. Aufl. Cham, Switzerland: Springer, 2021, ISBN: 978-3-030-61898-8.
- [7] V. Arndt u. a., *Elsevier essentials Onkologie: Das Wichtigste für Ärzte und Ärztinnen aller Fachrichtungen* (Elsevier Essentials), 2. Aufl., B. Alt-Epping, S. Fuxius, U. Wedding, V. Arndt und S. Bergbold, Hrsg. München, Germany: Elsevier, 2021, ISBN: 978-3-437-21432-5.
- [8] O. Jäkel u. a., *Duale Reihe Radiologie*, 4. Aufl., M. Reiser, F.-P. Kuhn und J. Debus, Hrsg. Stuttgart, Germany: Thieme, 2017, ISBN: 978-3-13-125324-8.
- [9] T. Hartman u. a., *Fachwissen MTRA: Für Ausbildung, Studium und Beruf*, 2. Aufl., T. Hartmann, M. Kahl-Scholz und C. Vockelmann, Hrsg. Berlin, Germany: Springer Berlin Heidelberg, 2018, ISBN: 978-3-662-57631-1.
- [10] W. Schlegel u. a., *Medizinische Physik: Grundlagen – Bildgebung – Therapie – Technik*. Berlin, Germany: Springer Berlin Heidelberg, 2018, ISBN: 978-3-662-54800-4.
- [11] C. Pleyer, *Onkologie: Verstehen - Wissen - Pflegen*, 2. Aufl., L. Lutz, Hrsg. München, Germany: Elsevier, 2017, ISBN: 978-3-437-27346-9.
- [12] H. Krieger, *Strahlungsmessung und Dosimetrie* (Springer eBook Collection), 3. Aufl. Wiesbaden, Germany: Springer Spektrum, 2021, ISBN: 978-3-658-33388-1.
- [13] S. Corradini u. a., *Practical handbook of brachytherapy*, 2. Aufl., V. Strnad, P. Niehoff, K. Lössl und C. Kirisits, Hrsg. Bremen, Germany: UNI-MED Verlag AG, 2023, ISBN: 978-3-8374-1647-3.
- [15] S. Morris, T. Roques, S. Ahmad und S. Loo, *Practical Radiotherapy Planning*. Taylor & Francis Group, 2020, ISBN: 978-1-1380-4597-2.
- [16] K. Mohnike u. a., *Manual on Image-Guided Brachytherapy of Inner Organs: Technique, Indications and Evidence*, J. Ricke und S. Corradini, Hrsg. Cham, Switzerland: Springer International Publishing AG, 2021, ISBN: 978-3-030-78078-4.
- [17] M. Bohrer u. a., *Strahlentherapie kompakt*, 3. Aufl., F. A. Giordano u. a., Hrsg. München, Germany: Elsevier, 2019, ISBN: 978-3-437-23292-3.
- [21] F. De Martino, S. Clemente, C. Graeff, G. Palma und L. Cella, „Dose Calculation Algorithms for External Radiation Therapy: An Overview for Practitioners“, *Applied Sciences*, Jg. 11, Nr. 15, S. 6806, Juli 2021. DOI: 10.3390/app11156806.

- [22] R. Nath, L. L. Anderson, G. Luxton, K. A. Weaver, J. F. Williamson und A. S. Meigooni, „Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43“, *Medical Physics*, Jg. 22, Nr. 2, S. 209–234, Feb. 1995. DOI: <https://doi.org/10.1118/1.597458>.
- [23] M. J. Rivard, J. L. M. Venselaar und L. Beaulieu, „The evolution of brachytherapy treatment planning“, *Medical Physics*, Jg. 36, Nr. 6, S. 2136–2153, Mai 2009. DOI: 10.1118/1.3125136.
- [24] A. Wang, A. Maslowski, T. Wareing, J. Star-Lack und T. G. Schmidt, „A fast, linear Boltzmann transport equation solver for computed tomography dose calculation (Acuros CTD)“, *Medical Physics*, Jg. 46, Nr. 2, S. 925–933, Feb. 2019. DOI: 10.1002/mp.13305.
- [25] A. Maslowski, A. Wang, M. Sun, T. Wareing, I. Davis und J. Star-Lack, „Acuros CTS: A fast, linear Boltzmann transport equation solver for computed tomography scatter - Part I: Core algorithms and validation“, *Medical Physics*, Jg. 45, Nr. 5, S. 1899–1913, Mai 2018. DOI: 10.1002/mp.12850.
- [26] J. L. Bedford, „Calculation of absorbed dose in radiotherapy by solution of the linear Boltzmann transport equations“, *Physics in Medicine and Biology*, Jg. 64, Nr. 2, 02TR01, Jan. 2019. DOI: 10.1088/1361-6560/aaf0e2.
- [27] H. Haug, *Statistische Physik - Gleichgewichtstheorie und Kinetik*, 2. Aufl. Berlin, Germany: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2006, ISBN: 978-3-540-25629-8.
- [28] L. Cao, *Deterministic Numerical Methods for Unstructured-Mesh Neutron Transport Calculation*, H. Wu, Hrsg. San Diego, USA: Elsevier Science & Technology, 2020, ISBN: 978-0-12-818221-5.
- [29] L. Stiny, *Aktive Elektronische Bauelemente: Aufbau, Struktur, Wirkungsweise, Eigenschaften und Praktischer Einsatz Diskreter und Integrierter Halbleiter-Bauteile*, 4. Aufl. Wiesbaden, Germany: Springer Fachmedien Wiesbaden GmbH, 2019, ISBN: 978-3-658-24751-5.
- [30] H. Göbel, *Einführung in die Halbleiter-Schaltungstechnik*, 6. Aufl. Berlin, Germany: Springer Vieweg, 2019, ISBN: 978-3-662-56562-9.
- [31] E. Hering, J. Endres, J. Gutekunst und K. Bressler, *Elektronik für Ingenieure und Naturwissenschaftler*, 8. Aufl. Berlin, Germany: Springer Vieweg, 2021, ISBN: 978-3-662-62697-9.
- [32] J. Smoliner, *Grundlagen der Halbleiterphysik: Was Studierende der Physik und Elektrotechnik wissen sollten*, 2. Aufl. Berlin, Germany: Springer Berlin Heidelberg, 2020, ISBN: 978-3-662-60653-7.
- [33] *Technical Note 7: MOSFET Dosimeter Specifications*, Techn. Ber., Ottawa, Canada. besucht am 30. Okt. 2023. Adresse: www.bestmedicalcanada.com/pdf/technotes/T7_101684_04_MOSFETspecs.pdf.
- [34] R. W. Erickson und D. Maksimović, *Fundamentals of power electronics*, 3. Aufl., D. Maksimović, Hrsg. Cham, Switzerland: Springer, 2020, ISBN: 978-3-030-43879-1.
- [35] P. Schnabel, *Elektronik-Fibel: Elektronik Grundlagen, Bauelemente, Schaltungstechnik, Digitaltechnik*, 7. Aufl. Ludwigsburg, Germany: Patrick Schnabel, 2017, ISBN: 978-3-831-145-904.

- [36] A. D. Lilak u. a., *Springer Handbook of Semiconductor Devices* (Springer Handbooks), M. Rudan, R. Brunetti und S. Reggiani, Hrsg. Cham, Switzerland: Imprint: Springer, 2023, ISBN: 978-3-030-79826-0.
- [37] H. Bienioschek, *Abi genial: Physik, Das Schnell-Merk-System* (Duden - Schnell-Merk-System), 4. Aufl. Berlin, Germany: Duden, 2016, ISBN: 978-3-411-70724-9.
- [38] H. Krieger, *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes*, 7. Aufl. Berlin, Germany: Springer Berlin Heidelberg, 2023, ISBN: 978-3-662-67609-7.
- [39] R. Ramani, S. Russell und P. O'Brien, „Clinical dosimetry using MOSFETs“, *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, Jg. 37, Nr. 4, S. 959–964, März 1997. DOI: 10.1016/s0360-3016(96)00600-1.
- [40] I. Thomson, R. E. Thomas und L. P. Berndt, „Radiation Dosimetry with MOS Sensors“, *Radiation Protection Dosimetry*, Jg. 6, Nr. 1-4, S. 121–124, Dez. 1983. DOI: 10.1093/rpd/6.1-4.121.
- [45] U. Hilleringmann, *Silicon Semiconductor Technology: Processing and Integration of Microelectronic Devices*. Wiesbaden, Germany: Imprint: Springer Vieweg, 2023, ISBN: 978-3-658-41040-7.
- [52] C. Ehringfeld, S. Schmid, K. Poljanc, C. Kirisits, H. Aiginger und D. Georg, „Application of commercial MOSFET detectors for in vivo dosimetry in the therapeutic x-ray range from 80 kV to 250 kV“, *Physics in Medicine and Biology*, Jg. 50, Nr. 2, S. 289–303, Jan. 2005. DOI: 10.1088/0031-9155/50/2/008.
- [53] S. Ruiz-Arrebola u. a., „Characterization of microMOSFET detectors for in vivo dosimetry in high-dose-rate brachytherapy with ^{192}Ir “, *Medical Physics*, Jg. 47, Nr. 5, S. 2242–2253, Mai 2020. DOI: 10.1002/mp.14080.
- [54] S.-L. Dong und S.-H. Yen, „Evaluation of a microMOSFET Radiation Sensor for the Monitoring of In Vivo Dosimetry During Total Scalp Radiotherapy“, *IEEE Symposium Conference Record Nuclear Science 2004*, Jg. 3, S. 1761–1765, 22. Okt. 2004. DOI: 10.1109/nssmic.2004.1462582.
- [55] L. Tuntipumiamorn, P. Nakkrasae, S. Kongkum und P. Dankulchai, „End-to-end test and MOSFET in vivo skin dosimetry for ^{192}Ir high-dose-rate brachytherapy of chronic psoriasis“, *Journal of Contemporary Brachytherapy*, Jg. 11, Nr. 4, S. 384–391, 29. Aug. 2019. DOI: 10.5114/jcb.2019.86973.
- [56] N. Singh u. a., „Rectal and Bladder Dose Measurements in the Intracavitary Applications of Cervical Cancer Treatment with HDR Afterloading System: Comparison of TPS Data with MOSFET Detector“, *Journal of Biomedical Physics and Engineering*, S. 141–146, Mai 2019. DOI: 10.31661/jbpe.v0i0.1065.
- [57] R. Jaberi, Z. Siavashpour, N. Zare Akha, M. H. Gholami, F. Jafari und M. Biniiaz, „Validation of an individualized home-made superficial brachytherapy mold applied for deep nonmelanoma skin cancer“, *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, Jg. 27, Nr. 6, S. 1010–1018, Dez. 2022. DOI: 10.5603/rpor.a2022.0118.
- [58] J. Mason, A. Henry und P. Bownes, „Error detection thresholds for routine real time in vivo dosimetry in HDR prostate brachytherapy“, *Radiotherapy and Oncology*, Jg. 149, S. 38–43, Aug. 2020. DOI: 10.1016/j.radonc.2020.04.058.

- [59] P. Yadav, A. Hallil, D. Tewatia, D. A. P. Dunkerley und B. Paliwal, „MOSFET dosimeter characterization in MR-guided radiation therapy (MRgRT) Linac“, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Jg. 21, Nr. 1, S. 127–135, Dez. 2019. DOI: 10.1002/acm2.12799.
- [60] M. Meftahi und W. Y. Song, „The effect of vaginal cylinder inhomogeneity on the HDR brachytherapy dose calculations using Monte Carlo simulations“, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Jg. 25, Nr. 1, Dez. 2023, ISSN: 1526-9914. DOI: 10.1002/acm2.14228.
- [61] C. Waldhäusl und D. Loisinger, *Dosimetry of Ir-192 brachytherapy sources*, Thesis, Vienna, Austria, 20. Mai 2021. besucht am 24. Nov. 2024. Adresse: <https://www.strahlenschutz.org/web/index.php/preistraeger>.
- [62] G. Steinhauser und K. Buchtela, „Chapter 2 - Gas ionization detectors“, *Handbook of Radioactivity Analysis (Fourth Edition)*, Jg. 1, S. 245–305, 13. März 2020. DOI: 10.1016/b978-0-12-814397-1.00002-9.

Normen und Patente

- [2] „Klinische Dosimetrie Teil 1: Allgemeines zur Dosimetrie in der Tele- und Brachytherapie“, Österreichisches Normungsinstitut, Wien, Austria, norm ÖNORM S 5234-1, 1. Dez. 2002.
- [4] „Messunsicherheiten und Grenzwerte im Strahlenschutz Teil 1: Grundlagen“, Österreichisches Normungsinstitut, Wien, Austria, norm ÖNROM S 5255-1, 1. Sep. 2001.
- [5] „Messunsicherheiten und Grenzwerte im Strahlenschutz Teil 2: Beurteilung von Messungen im Hinblick auf Grenzwerte“, Österreichisches Normungsinstitut, Wien, Austria, norm ÖNROM S 5255-2, 1. Apr. 2020.
- [18] „Bestrahlungsplanungssysteme - Konstanzprüfungen und Qualitätsmerkmalen“, Österreichisches Normungsinstitut, Wien, Austria, norm ÖNROM S 5295, 1. Juni 2015.
- [19] „Medical electrical equipment - Requirements for the safety of radiotherapy treatment planning systems“, European Standard, Brüssel, Belgien, norm EN 62083.
- [41] I. Thomson, „Dosimeter“, US-Patentanmeld. US 4 678 916, 7. Juli 1987.
- [42] I. Thomson, „Direct reading dosimeter“, europ. Patentanmeld. EP 0 471 957 A2, 26. Feb. 1992.
- [43] I. Thomson und A. Hartshorn, „Radiation sensor and Dosimeter incorporating same“, US-Patentanmeld. US 6 614 25 B2, 2. Sep. 2003.
- [44] I. Thomson, „Flexible Radiation Probe“, europ. Patentanmeld. EP 0 575 800 B1, 24. Okt. 2001.
- [50] „Klinische Dosimetrie: Bestimmung der Kenndosisleistung in der Brachytherapie mit umschlossenen gammastrahlenden radioaktiven Stoffen“, Österreichisches Normungsinstitut, Wien, Austria, norm ÖNORM S 5234-2, 1. Mai 2001.

Bedinungsanleitungen

- [14] *Bravos Gebrauchsanweisung Version 1.2*, Palo Alto, USA: Varian Medical Systems Inc., 2022.
- [20] *BrachyVision Algorithms Reference Guide*, Palo Alto, USA: Varian Medical Systems Inc., 2017.
- [46] *Gebrauchsanweisung Schlauchkammer Typ 31013, Ionisationskammer 0,3 cm³ semiflexibel*, PTW-Freiburg Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pynchlau GmbH, Freiburg, Germany, 2019.
- [47] *Brachytherapy Applicators & Accessories*, Palo Alto, USA: Varian Medical Systems Inc., Feb. 2023.
- [48] *Gebrauchsanweisung UNIDOSE^{webline} Typ 10021, Typ 10022 und Typ 10023*, Freiburg, Germany: PTW-Freiburg Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pynchlau GmbH, 2017.
- [49] *Operator's Manual for the portable Dosimeter*, Arnhem, Netherlands: Best Theratronics Ltd., 2023.
- [51] *RT-smartCT^{QA} User Manual*, Wiesloch, Germany: dose.point GmbH, 2018.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.	Klassischer Aufbau einer Brachytherapie-Behandlung mit den wesentlichsten Komponenten. Die Control Room Console (dt. Kontrollraumkonsole) (CRC) ist im Bild nicht ersichtlich, da sie sich außerhalb des Strahlenanwendungsraums befindet.	4
Abbildung 2.	Geometrie für die Dosisberechnung nach der Gleichung 1; $P(r; \theta)$ ist der Punkt des Interesse und $P(r_0; \theta_0)$ bildet den Referenzpunkt (Quellen: beeinflusst durch [22, S. 213]).	7
Abbildung 3.	Bildhafte Darstellung der Diskretisierung der LBTE anhand eines kleinen Volumens das in Voxel unterteilt ist. (Quellen: beeinflusst durch [24, S. 927], [25, S. 1901], [26, S. 2]).	8
Abbildung 4.	Schnitt durch einen p-Kanal MOSFET dessen Inversionskanal sich aufgebaut hat. (Quellen: beeinflusst durch [30, S. 107], [36, S. 373], [37, S. 116], [35, S. 280 f.]).	11
Abbildung 5.	Oben: Foto eines microMOSFET mit Detailansichten, wobei hier die Aufbaukappe entfernt wurde. Grüner Rahmen: Vergrößerung des microMOSFET mit Ansicht von oben und der Seite. Roter Rahmen: Schnitt durch den microMOSFET-Chip mit Aufbau und Wirkungsweise des Chips. Maße in mm. (Quellen: beeinflusst durch [3], [33], [42], [43], [44], [31, S. 220], [34, S. 99], [45, S. 154]).	13
Abbildung 6.	Konstruktionsplan für das MOSFET-Phantom. Links: Grundplatte mit den Steckplätzen für die Halterungen und Applikationssonde. Rechts: die unterschiedlichen Halter für die verschiedenen Geräte. Maße in mm. (Quellen: beeinflusst durch [33], [46, S. 26], [47, S. 28]).	17
Abbildung 7.	Vertikaler Schnitt durch den Messaufbau des MOSFET-Phantom mit $0,3 \text{ cm}^3$ Semiflex Chamber (Links), Applikationssonde (Mitte) und microMOSFET (Rechts). Die rote Linie markiert den vom Hersteller vorgegebenen Bezugspunkt der Detektoren. Maße in mm. (Quellen: beeinflusst durch [33], [46, S. 26], [47, S. 28]).	18
Abbildung 8.	Bearbeitungsstadien des microMOSFET Halter.	19
Abbildung 9.	Blick von der Seite auf den Messaufbau des MOSFET-Phantom. Der Schwarze Bulb ist im Bild nicht zu erkennen da die Rückseite des microMOSFET zu sehen ist.	20
Abbildung 10.	Nummerierung der Steckplätze des MOSFET-Phantoms um eine eindeutige Positionszuweisung zu ermöglichen. i=Innen, o=Außen	24
Abbildung 11.	Darstellung der Zeitabschnitte, welche für die Messung der Einschwingzeit eingehalten wurden. Die Einschwingzeit wurde beginnend bei 15 s bis 150 s kontinuierlich erhöht.	26
Abbildung 12.	Messaufbau der Kreuzkalibrierung zur Bestimmung des Kalibrierfaktors für die microMOSFETs. Der gleiche Aufbau mit nur einem Messdetektor im Phantom wurde für die Messungen des Bezugspunktes und Untergrundrauschens verwendet.	27
Abbildung 13.	Messaufbau des Inhomogenitäten-Versuchs. Für die Inhomogenitäten standen Knochen, Fett, Muskel, Luft und Titan zur Verfügung.	29
Abbildung 14.	Screenshot des TPS Eclipse mit Darstellung der geplanten Bestrahlung für die Messungen der Inhomogenitäten.	30

Abbildung 15. Aufbau des für die Aufnahme von CT-Bildern adaptierten Phantoms, welches durch geeignetes Material abgedichtet wurde.	31
Abbildung 16. Liniendiagramm des microMOSFET SN 3620, welches die Schwankungen in der Spannung misst (= Rauschen), wenn der MOSFET-Chip keiner ionisierenden Strahlung ausgesetzt ist. Die Messdaten der einzelnen MR sind im Anhang in der Tabelle 7 ersichtlich.	34
Abbildung 17. Liniendiagramm des microMOSFET SN 3623, welches die Schwankungen in der Spannung misst (= Rauschen), wenn der MOSFET-Chip keiner ionisierenden Strahlung ausgesetzt ist. Die Messdaten der einzelnen MR sind im Anhang in der Tabelle 8 ersichtlich.	35
Abbildung 18. Liniendiagramm der Messresultate der Spannungsdifferenz des microMOSFET SN 3620. Die Messdaten der einzelnen MR sind im Anhang in der Tabelle 9 ersichtlich.	36
Abbildung 19. Darstellung der Differenz zwischen den verschiedenen Kalibrierfaktoren (CF) desselben microMOSFET wenn der Bias des portable Reader umgestellt wurde von „High“ auf „Standard“. Eine Zusammenfassung der Berechnung ist in Tabelle 10 zu sehen.	37
Abbildung 20. Unterschiede der Messgenauigkeit bei Umsetzung der Vorbestrahlung mit 1 Gy wie vom Hersteller empfohlen. Die Werte für diese Auswertung wurden in Tabelle 11 zusammengefasst.	38
Abbildung 21. Grafische Auswertung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3620 und 0,3 cm ³ Semiflex Chamber mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 12 angeführt.	39
Abbildung 22. Grafische Auswertung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3621 und 0,3 cm ³ Semiflex Chamber mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 13 angeführt.	40
Abbildung 23. Grafische Auswertung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3622 und 0,3 cm ³ Semiflex Chamber mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 14 angeführt.	41
Abbildung 24. Grafische Auswertung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3623 und 0,3 cm ³ Semiflex Chamber mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 15 angeführt.	42
Abbildung 25. Grafische Auswertung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3624 und 0,3 cm ³ Semiflex Chamber mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 16 angeführt.	43
Abbildung 26. Punktdiagramm der Abweichung zwischen dem TPS und den microMOSFETs SN 3620 bis 3624, mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 17 angeführt.	43

Abbildung 27.	Grafische Auswertung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3660 und 0,3 cm ³ Semiflex Chamber mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 18 angeführt.	45
Abbildung 28.	Grafische Auswertung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3661 und 0,3 cm ³ Semiflex Chamber mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 19 angeführt.	45
Abbildung 29.	Grafische Auswertung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3663 und 0,3 cm ³ Semiflex Chamber mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 20 angeführt.	46
Abbildung 30.	Grafische Auswertung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3664 und 0,3 cm ³ Semiflex Chamber mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 21 angeführt.	47
Abbildung 31.	Diagramm der Abweichung zwischen dem TPS und den microMOSFETs SN 3660 bis 3664, mit Gegenüberstellung der zwei Berechnungsalgorithmen. Die Daten beruhen auf sämtlichen Vergleichsmessungen von Kalibrierfaktor mit dem TPS. Die Daten für die Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 22 angeführt.	47
Abbildung 32.	Darstellung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3663 und SN 3664. Die Daten beruhen auf dem Versuch der Messungen mit der Inhomogenität Knochen zu sehen in Tabelle 23.	49
Abbildung 33.	Darstellung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3663 und SN 3664. Die Daten beruhen auf dem Versuch der Messungen mit der Inhomogenität Fett zu sehen in Tabelle 24.	49
Abbildung 34.	Darstellung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3663 und SN 3664. Die Daten beruhen auf dem Versuch der Messungen mit der Inhomogenität Muskel zu sehen in Tabelle 25.	50
Abbildung 35.	Darstellung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3663 und SN 3664. Die Daten beruhen auf dem Versuch der Messungen mit der Inhomogenität Luft zu sehen in Tabelle 26.	51
Abbildung 36.	Darstellung der Abweichung zwischen dem TPS und den Detektoren microMOSFET SN 3663 und SN 3664. Die Daten beruhen auf dem Versuch der Messungen mit der Inhomogenität Titan zu sehen in Tabelle 27.	51
Abbildung 37.	Vergleich aller Versuche der unterschiedlichen Inhomogenitäten. Die Daten für diese Auswertung sind im Anhang in der Tabelle 28 und Tabelle 29 ersichtlich.	52
Abbildung 38.	Vertikaler Schnitt durch den Messaufbau des MOSFET-Phantom mit 0,3 cm ³ Semiflex Chamber (Links), Applikationssonde (Mitte) und microMOSFET (Rechts).	86

Abbildung 39. Zeitskalar zur Darstellung der Zeitabschnitte welche für die Messung
des Rauschens eingehalten wurden. 91

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1.	Informationen über die ^{192}Ir Aktivität, welche von dem Hersteller Curium Netherlands B.V. spezifiziert wurde.	14
Tabelle 2.	Liste der verwendeten Geräte, welche für die unterschiedlichen Versuche verwendet wurden.	15
Tabelle 3.	Vom Hersteller Best Medical deklarierte Farbcodierung der microMOSFETs. Die Farbe der Farbcodierung für die microMOSFETs mit der SN 3622 und 3662 ist Gelb.	34
Tabelle 4.	Aufstellung der Messtage für den jeweiligen Detektor. Die Werte in Klammer repräsentieren die Messungen.	84
Tabelle 5.	Platz der maximalen Empfindlichkeit, beim den microMOSFETs das Zentrum des Chips für die $0,3\text{ cm}^3$ Semiflex Chambers der Geometrischer Schwerpunkt des Luftvolumens.	86
Tabelle 6.	Zusammenstellung aller ermittelten einzelnen Kalibrierfaktoren der microMOSFETs SN 3620 bis 3664 der jeweiligen Messtage und der daraus resultierende Mittelwert bzw. CF. Die Werte welche am 06.12.2023 mit Bias Standard gemessen wurden in den rot hervorgehoben Werten, sind in den Mittelwerten der Kalibrierfaktoren nicht berücksichtigt.	87
Tabelle 7.	Ergebnisse des Rauschens der microMOSFETs SN 3620 mit Ergebnissen der berechneten Messunsicherheiten.	89
Tabelle 8.	Ergebnisse des Rauschens der microMOSFETs SN 3623 mit Ergebnissen der berechneten Messunsicherheiten.	90
Tabelle 9.	Auflistung der Zusammenstellung der Messergebnisse für die Einschwingzeit einschließlich errechneten Messunsicherheiten.	91
Tabelle 10.	CF Werte bei unterschiedlich eingestelltem Bias am portable Reader. Die Kalibrierfaktoren stellen Mittelwerte dar, welche aus der tabellarischen Auflistung der Kalibrierfaktoren entnommen wurden.	92
Tabelle 11.	Abweichung zum TPS wenn die microMOSFETs vor Beginn der Messung vor bestrahlt wurden oder nicht. Diese Tabelle stellt einen Auszug der Vergleichsmessung von Kalibrierfaktor und TPS dar für die Messungen welche am 21.12.2023 (a.m.) und 21.12.2024 (p.m) durchgeführt wurden (am Vormittag vorbestrahlt, am Nachmittag nicht).	92
Tabelle 12.	Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3620 und $0,3\text{ cm}^3$ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.	93
Tabelle 13.	Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3621 und $0,3\text{ cm}^3$ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.	94
Tabelle 14.	Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3622 und $0,3\text{ cm}^3$ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.	95

Tabelle 15.	Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3623 und 0,3 cm ³ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.	96
Tabelle 16.	Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3624 und 0,3 cm ³ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.	97
Tabelle 17.	Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3620 bis 3624 und 0,3 cm ³ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.	98
Tabelle 18.	Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3620 und 0,3 cm ³ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.	99
Tabelle 19.	Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3621 und 0,3 cm ³ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.	100
Tabelle 20.	Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3623 und 0,3 cm ³ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.	101
Tabelle 21.	Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3624 und 0,3 cm ³ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.	102
Tabelle 22.	Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3660 bis 3664 und 0,3 cm ³ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.	103
Tabelle 23.	Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der microMOSFETs SN 3663 und SN 3664 bei der Messung mit der Inhomogenität Knochen.	104
Tabelle 24.	Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der microMOSFETs SN 3663 und SN 3664 bei der Messung mit der Inhomogenität Fett.	105
Tabelle 25.	Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der microMOSFETs SN 3663 und SN 3664 bei der Messung mit der Inhomogenität Muskel.	106
Tabelle 26.	Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der microMOSFETs SN 3663 und SN 3664 bei der Messung mit der Inhomogenität Luft.	107
Tabelle 27.	Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der microMOSFETs SN 3663 und SN 3664 bei der Messung mit der Inhomogenität Titan.	108

Tabelle 28. Gesamt Auswertung der einzelnen Inhomogenitäten, einschließlich der berechneten Messunsicherheiten, für die grafische Auswertung des microMOSFET SN 3663 bei den Messungen mit den Inhomogenitäten. Zusätzlich in unten stehender Tabelle die gesamt Auswertung der 0,3 cm ³ Semiflex Chamber, welcher bei den Messungen mit den Inhomogenitäten sich ebenfalls im MOSFET-Phantom befand.	109
Tabelle 29. Gesamt Auswertung der einzelnen Inhomogenitäten, einschließlich der berechneten Messunsicherheiten, für die grafische Auswertung des microMOSFET SN 3664 bei den Messungen mit den Inhomogenitäten. Zusätzlich in unten stehender Tabelle die gesamt Auswertung der 0,3 cm ³ Semiflex Chamber, welcher bei den Messungen mit den Inhomogenitäten sich ebenfalls im MOSFET-Phantom befand.	110

Lister der Abkürzungen

CF	Calibrationfactor (dt. Kalibrierfaktor)
CRC	Control Room Console (dt. Kontrollraumkonsole)
CT	Computertomografie
DNS	Desoxyribonukleinsäure
HDR	High-Dose-Rate
HU	Hounsfield Unit
HV	Hochspannung
KERMA	kinetic energy released per unit mass (dt. kinetische Energie pro Masse)
kV	Kilovolt
LBTE	Linearen Boltzmann-Transportgleichung
Max	Maximum
MC	Monte Carlo Simulation
Min	Minimum
MOSFET	Metall-Oxid-Halbleiter-Feldeffekttransistor
MR	Messreihe
MRT	Magnetresonanztomografie
MV	Megavolt
OAR	Organs at Risk (dt. Risikoorgan)
PET	Positron-Emission-Tomografie
PMMA	Polymethylmethacrylat
QA	Quality Assurance (dt. Qualitätssicherung)
SD	Spannungsdifferenz
SN	Seriennummer
ST	Spannungtemporär
TG-43	Task Group No. 43 Report
TPS	Treatment Planning System (dt. Bestrahlungsplanungssystem)

Appendices

A. Lebenslauf

Daniela Loisinger

Berufserfahrung	Technische Sachbearbeiterin, <i>Katzbeck Fenster GmbH, Wels.</i>	Okt 2014–Jul 2017
	Facharbeit als Tischlerin, <i>Stadtgemeinde, Enns.</i>	Jul 2014–Aug 2014
	Praktikum als Tischlerin, <i>Stadtgemeinde, Enns.</i>	Mai 2014–Jun 2014
	Praktikum als Konstrukteurin, <i>Schachermayer Großhandelsgesellschaft m.b.H., Linz.</i>	Mai 2014
	Praktikum als Sägewerkstechnikerin, <i>Donausäge RUMPELMAYR GmbH, Enns.</i>	Aug 2011 & 2012
	Praktikum als Sachbearbeiterin für Baurecht, <i>Stadtgemeinde, Enns.</i>	Jul 2011
	Facharbeit als Tischlerin, <i>Bundesministerium für Landesverteidigung/ Kommando Einsatzunterstützung/HLogZ, Wels.</i>	Jul 2009–Jän 2010
Lehrausbildung	Lehrabschlussprüfung, Linz.	01. Jul 2009
	Lehre als Tischlerin, <i>Bundesministerium für Landesverteidigung/ Kommando Einsatzunterstützung/HLogZ, Wels.</i>	Sep 2006–Jul 2009
Universitäts- ausbildung	Masterstudium Biomedical Engineering, <i>Technische Universität, Wien.</i>	2021–2025
	Bachelorstudium Biomedical Engineering, <i>Fachhochschule Technikum, Wien.</i>	2018–2021
	Bachelorstudium Raumplanung und Raumordnung, <i>Technische Universität, Wien.</i>	2017–2018
Schulausbildung	Höhere Technische Lehranstalt, <i>Ausbildungsschwerpunkt Holztechnik, Mödling.</i>	2010–2013
	Berufsschule, Kremsmünster.	2006–2009
	Polytechnische Schule, Enns.	2005–2006
	Hauptschule 2, Enns.	2001–2005
	Volksschule, Ennsdorf.	1998–2001
Forschungsaward	Dr. Franz Holeczke-Young Investigator Award des VMSÖ: Bachelorarbeit „Dosimetrie of Ir-192 brachytherapy sources“	
Fachliche Weiterbildung	Human- und Zahnmedizin - Grundausbildung: Strahlenschutzbeauftragten für medizinische Expositionen	

Sprachkenntnisse

Deutsch: C2

Muttersprache

Englisch: C1

Fachkundige Sprachkenntnisse

Führerschein

Gruppe: A, B, C, E, F, Stapler, Schiffsführerpatent 10 m

EDV-Kenntnisse

Legende:

- | | | | |
|-----------|---|-----------|-------------------------------------|
| ■ ■ ■ ■ ■ | Grundkenntnisse | ■ ■ ■ ■ ■ | Umfangreiche Erfahrung in Projekten |
| ■ ■ ■ ■ ■ | Grundkenntnisse und eigene Erfahrung in Projekten | ■ ■ ■ ■ ■ | Vertiefte Expertenkenntnisse |
| | | ■ ■ ■ ■ ■ | Experte / Spezialist |

Level	Fähigkeit	Jahre	Bemerkung
■ ■ ■ ■ ■	MS Office	24	<i>Office-Paket</i>
■ ■ ■ ■ ■	LaTeX	5	<i>Textsatzprogramm</i>
■ ■ ■ ■ ■	MATLAB	7	<i>Numerikprogramm</i>
■ ■ ■ ■ ■	C#	3	<i>Entwicklungssprache</i>
■ ■ ■ ■ ■	AutoCAD	19	<i>Zeichenprogramm</i>
■ ■ ■ ■ ■	LTspice	5	<i>Schaltungssimulationsprogramm</i>

Ennsdorf, 25. Februar 2025

B. E-Mails des Herstellers Best Medical

Loisinger Daniela

Von: [REDACTED]
Gesendet: Mittwoch, 6. Dezember 2023 15:43
An: Loisinger Daniela
Betreff: [EXTERN] Re: microMOSFET TN-502-RDM

Good morning Daniela,

Hope this email finds you well.

Please find below the list of your questions along with the provided answers.

(1) According to the instructions, the MOSFETS must be connected to the portable dosimeter for at least 1 hour beforehand. Is this correct?

Yes

(2) How much pre-irradiation does the MOSFETS need?

between 100 cGy to 200 cGy

(3) Which bias do I set?

Standard bias

(4) Which value do I have to use to calculate the CF, S1T or S1D?

S1D

(5) Is there a technical note explaining how a CF value is determined?

Please see the CF calculation based on the following

$$CF = \frac{\text{MOSFET mV Reading (mV)}}{\text{Known Radiation Value (e.g. cGy/R/Gy)}}$$

Do at least 3 times dose measurements, to optimize reproducibility by averaging,
Use Average CF obtained from 3 doses

(6) Is there an $N_{D,w}$ (Absorbed dose to water calibration factor) and/or k_Q (beam quality correction factor) value for the microMOSFETs?

No,

(7) Regarding the clinical application. After the MOSFET has received a CF value, is it still necessary to connect to the portable dosimeter in 1 hour before use?

It's recommended to keep dosimeters under bias 1 hour before use all the time,

(8) Could you please explain the difference between Bias High and Standard?

If Standard Bias produces 1mV/cGy, then High Bias will produce 3mV/cGy

Should you have more questions please feel free to contact.

All the best,

[REDACTED]
BEST MEDICAL CANADA
CUSTOMER SERVICE SPECIALIST
Toll Free: 1 877 6686636

Loisinger Daniela

Von: [REDACTED]
Gesendet: Mittwoch, 24. Jänner 2024 16:20
An: Loisinger Daniela
Betreff: [EXTERN] Re: Noise Porteble reader and microMOSFET

Dear Daniela,

first of all,
what we called noise it's not related directly to how MOSFET build and operate, its mostly related to reader circuitry and voltage measurements tolerances
these factors are 98% major factor, and the 2% remains are environment surroundings the MOSFET dosimeter like vibration, light or electromagnetics noise caused by electrical devices and power wires nearby MOSFET dosimeters

Second,
keep in mind that when you using hi-bias setting, this is will increase sensitivity (response to radiation or noise factors) of MOSFET by 3 times

Third,
the amount of dose variations (noise) is proportional to total dose accumulated in MOSFET dosimeter value;

I mean when your;

total dose accumulated 12000 mV(cGy) and let's say +/- 10 mV(cGy) (noise)

this totally different from;

total dose accumulated 120 mV(cGy) and let's say +/- 10 mV(cGy) (noise)

finally;
to smooth out your results and get most optimal results for your study and dose measurements using MOSFET dosimeters,
use always some statistics average and deviations on all cases, after radiation or without radiation (we called fading measurements)

I mean even after doing radiation, the radiation effect on MOSFET take time to settle down, so there are some sort of variations right after radiation exposure
or oscillatory response will fade thereafter ,

so, my advice to you to get very optimal results use average and statistics , and don't forget hi-bias setting make MOSFET more response sensitive to radiation and others factors by 3 times

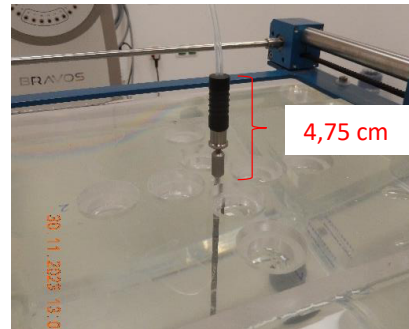
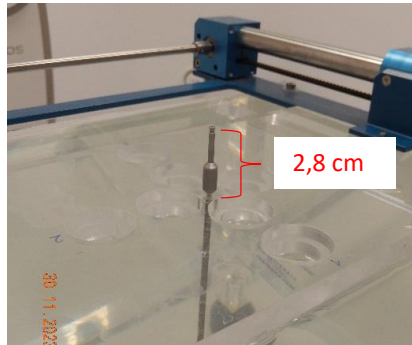
I hope the information above is helpful to complete your study and achieve desired results

Thanks, and have a great day

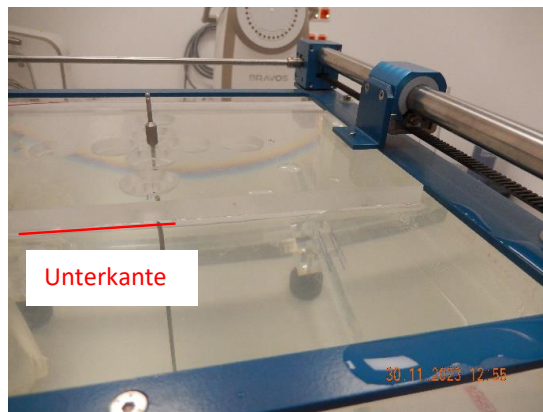
[REDACTED]
[REDACTED]
Technologist / Product Specialist
Best Medical Canada
413 March Road

C. Messaufbau und Bestrahlungsablauf

1. Seriennummern vom microMOSFET überprüfen.
2. microMOSFETs an portable Reader anschließen und wenn möglich 1 Stunde warten.
3. Nadel in das Phantom stecken. Die Nadel sollte 2,8 cm über das Phantom ragen oder 4,75 cm mit dem Anschluss des Transfertubes.



4. Wasser solange nachfüllen, bis die Unterkante des Phantoms erreicht ist. Wasser sollte Raumtemperatur haben.

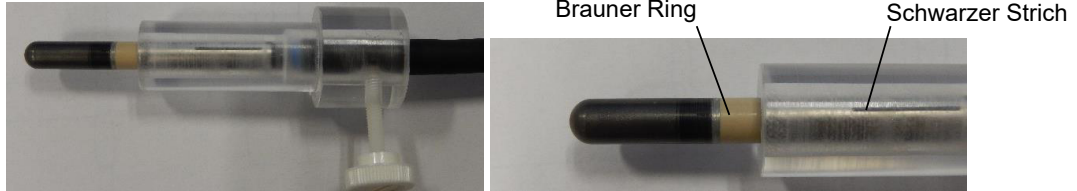


5. Thermometer in Wasserphantom geben.
6. Seriennummern von Kammer der Messsonde überprüfen, ob sie übereinstimmen.
7. Elektrometer aufbauen, alle Parameter einstellen und Werte überprüfen. Siehe Kalibrierschein. Sensibilität auf „Low“ stellen.

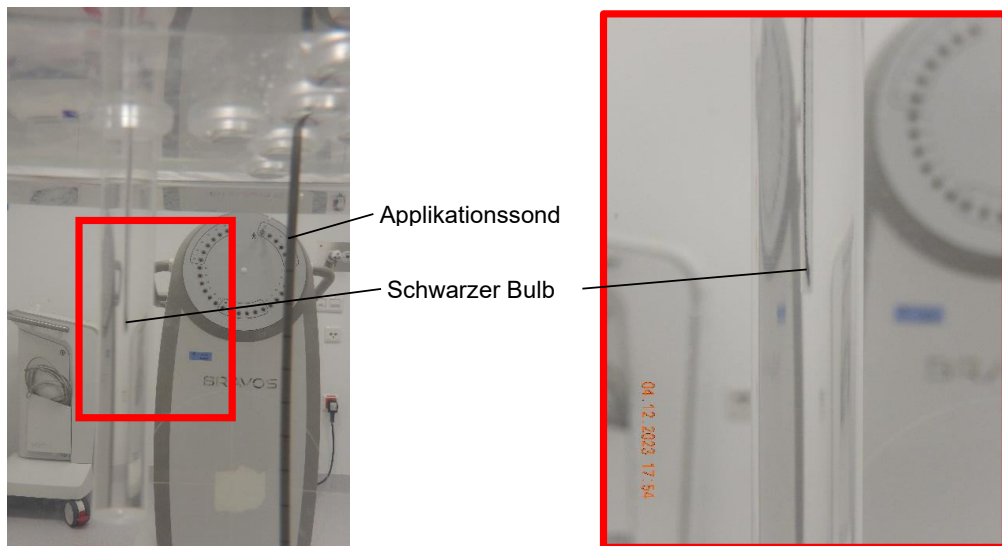
Detektor	31013-154	31013-2279
SN	1540	2279
HV	+400 V	+400 V
Kalibrierfaktor	9,374E+07 Gy/C	9,546E+07 Gy/C
$N_{D,w}$	1,012	1,008

8. Kammer an das Elektrometer anschließen und 15 Min. aufwärmen lassen.
9. Am Elektrometer einen Nullabgleich machen („ZERO“ drücken), dabei ist wichtig, dass sich die Aufbaukappe noch auf dem Sondenkopf befindet.

10. Aufbaukappe von Kammer entfernen und Kammer in den Halter geben. Dabei ist zu beachten, dass der braune Ring an der Kammer mit dem unteren Ende der Halterung abschließt. Die Schraube handfest anziehen.



11. Den Transfertube an den Afterloader und die Applikationssonde anstecken.
12. Ionisationskammer, die sich im Halter befindet, in den dafür vorgesehenen Steckplatz im Phantom geben. Schwarzer Strich auf der Kammer soll in Richtung der Strahlenquelle zeigen. Bei Bedarf mit Klebeband fixieren.
13. Semiflex Vorbestrahlung mit 1 Gy.
14. Portable Reader Parameter einstellen und Werte überprüfen mittels „Show settings“. Siehe dazu auch das Dokument „Schritt für Schritt Anleitung des portable Reader“.
15. microMOSFET im Halter platzieren und in den gewünschten Steckplatz im Phantom geben. Seite mit den schwarzen Bulb sollte in Richtung der Strahlenquelle zeigen. Bei Bedarf mit Klebeband fixieren.



16. Werte von Barometer und Thermometer notieren und Thermometer aus Phantom entfernen.

1. Plan im Bravos-System so weit vorbereiten, dass nur noch auf „Test durchführen“ oder „Bestrahlung“ geklickt werden muss.
2. Auf dem portable Reader auf „START“ drücken.
3. Last Man out betätigen.
4. Tür schließen.
5. Auf dem Elektrometer „MEAS“ oder „INTEG“ drücken.
6. Starten der Bestrahlung.

BESTRAHLUNG

7. Betreten des Eingriffsraumes und am portable Reader „READ“ drücken, um den Messwert abzulesen.
8. Ablesen des Messwertes am Elektrometer.
9. Werte notieren.

D. Schritt für Schritt Anleitung des portable Reader

Kontrolle der Einstellungen

START und READ 1 gleichzeitig drücken

MENU Options

1) Exit Menu

START 1 mal drücken - scrollen

MENU Options

2) Show Settings

READ 1 - Auswahl

Current Settings

...Text...

START - durch scrollen

READ 1 - beenden

Messen

START drücken

Reading

00:00 Jan/01/24

S1&2 Initalized

Bestrahlung

READ 1 - auslesen von Mosfet 1

READ 2 - auslesen von Mosfet 2

Reading Mosfet

00:00 Jan/01/24

S1D 10.00cGy

Ändern der Messmethode

START und READ 1 gleichzeitig drücken

MENU Options

1) Exit Menu

START 6 mal drücken - scrollen

MENU Options

7) Operating Mode

READ 1 - Auswahl

Operating Mode

Manual Read

START - durch scrollen

READ 1 - Auswahl und Beenden

Ändern des Kalibrierfaktors

START und READ 1 gleichzeitig drücken

MENU Options

1) Exit Menu

START 5 mal drücken - scrollen

MENU Options

6) CF Entry

READ 1 - Auswahl

Choose CF Option

Assign CF to S1

START - durch scrollen

READ 1 - Auswahl

CF Entry mode S1

Manually Enter

START - durch scrollen

READ 1 - Auswahl

1.22nV/cGy

*

START - verschiebt den *

READ 1 - erhöht den Zahlenwert bei *

READ 2 - speichern und beenden

Ändern des Bias

START und READ 1 gleichzeitig drücken

MENU Options

1) Exit Menu

START 3 mal drücken - scrollen

MENU Options

4) Select Bias

READ 1 - Auswahl

Select Bias

Standard Bias

START - durch scrollen

READ 1 - Auswahl und beenden

E. Bestrahlungsplanbericht für die Inhomogenitäten-Messungen

wie / Ordensklinikum - Barmherzige Schwestern / 651501 / 2024-01-19 13:24:16

BRACHY-QA, BRAVOS (BRAVOS20221128)

Fraktion 1



Patientendaten

Nachname Brachy-QA
 Vorname Bravos
 2. Vorname
 Patienten-ID1 Bravos20221
 128
 Geschlecht Nicht
 angegeben
 Geburtsdatum Nicht
 angegeben

Übersicht Fraktion

Fraktion 1
 Verabreichungsstatus Geplant
 Plan-ID Knochn_110124
 Datum der Eingabe in 2024-01-19
 Konsole
 Zerfallsskalierungsfaktor 2,39971

Vergleich geplant/tatsächlich

	Geplant	Skaliert	Differenz	Prozentualer Unterschied
Strahleraktivität (Ci)	10,000	4,167	-5,833	-58,33
Gesamtzeit (s)	64,700	155,262	90,562	139,97
Curiesekunden gesamt (Ci-s)	647,00	647,00	0,00	0,00

Bestrahlungskanäle

Nummer	Name	Komponente	Länge (cm)	Anpassung (cm)	Geplant (s)	Skaliert (s)	Abgabezeit (s)	Verbleibend (s)
1	Applicator1	Starr	132,0	0,0	64,700	155,262	---	---

Plandetails

Dateiname 2419d17i
 Datum der Eingabe in 2024-01-19
 Konsole
 Planverfasser Winkler Erwin
 Arzt
 Serie <2024-01-19
 13:17:37>
 Bestrahlungsort Nicht
 angegeben

Applikator Nicht
 angegeben
 Korrektur der distalen Nein
 Position

Benutzer wie
 Afterloader-SN 651501
 Konsolenversion 02.02.00 (56146)
 Firmware-Version 02.01.00 (4276)

Bestrahlungsdetails

Kanal 1 [Applicator1]

Kanallänge (cm) 132,0
 Haltepositionen 12
 Geplante Zeit (s) 64,700

Skalierte Zeit (s) 155,262
 Abgabezeit (s)
 Verbleibende Zeit (s)

Applikatorkomponente Starr
 Längenanpassung (cm) 0,0

Position (cm)	112,0	111,5	111,0	110,5	110,0	109,5	109,0	108,5	108,0	107,5	107,0	106,5
Geplant (s)	8,00	7,40	6,00	4,50	3,40	2,90	2,90	3,50	4,60	6,10	7,40	8,00
Skaliert (s)	19,20	17,76	14,40	10,80	8,16	6,96	6,96	8,40	11,04	14,64	17,76	19,20

BRAVOS : Bestrahlungsplanbericht

wie / Ordensklinikum - Barmherzige Schwestern / 651501 / 2024-01-19 13:24:16

BRACHY-QA, BRAVOS (BRAVOS20221128)

Fraktion 1

Strahlerdaten

Verbleibende Zyklen des

Strahlerkabels

4402

Verbleibende Strahlertage

32

Kalibrierungsdatum

2023-10-06 12:00:00

Kabelseriennr. (Ir-192)

27-05-0808-003-100623-11172-55

Prüfliste vor der Bestrahlung

Eintrag	Bestanden	Ausführungsnotizen
Patientidentität mit zwei oder mehr Methoden bestätigt	Ja	
Bestrahlungsplanbericht im Vergleich zum Bestrahlungsbericht in der Bestrahlungsplanungssoftware	Ja	
Bestätigte Bestrahlung verwendet die folgenden Applikatorkomponenten:Starr	Ja	

Elektronische Signaturen

Bestätigung: Hiermit bestätige ich, dass meine elektronische Signatur und meine handschriftliche Signatur die gleiche Bedeutung tragen.

Radioonkolog_in Elektronisch signiert von: medPhy

Datum 2024-01-19 13:24:16

Medizinphysiker_in Elektronisch signiert von: wie

Datum 2024-01-19 13:24:16

F. Übersicht über die Messtage

Tabelle 4: Aufstellung der Messtage für den jeweiligen Detektor. Die Werte in Klammer repräsentieren die Messungen.

Verfahren	microMOSFET					0,3 cm ³ Semiflex Chamber
	SN 3620	SN 3621	SN 3622	SN 3623	SN 3624	
Rauschen	16.01.24 (20)			16.01.24 (20)		
	30.01.24 (73)			30.01.24 (73)		
	31.01.24 (5)			31.01.24 (5)		
	05.02.24 (30)			05.02.24 (5)		
Bezugspunkt 20 mm						18.12.23 (27)
Bezugspunkt 50 mm	09.01.24 (27)					01.12.23 (21)
			11.12.23 (30)	11.12.23 (30)		04.12.23 (9)
						06.12.23 (50)
						13.12.23 (88)
						18.12.23 (27)
						18.03.24 (54)
						20.03.24 (45)
						21.03.24 (22)
						25.03.24 (78)
						27.03.24 (28)
						28.03.24 (18)
						29.03.24 (7)
					10.04.24 (21)	
					12.04.24 (7)	
CF 20 mm	18.12.23 (6)	18.12.23 (6)	18.12.23 (6)	18.12.23 (6)	30.11.23 (8)	
					18.12.23 (6)	
CF 50 mm	01.12.23 (8)	01.12.23 (8)		01.12.23 (8)	01.12.23 (8)	25.03.24 (4)
	04.12.23 (8)	04.12.23 (8)	04.12.23 (8)	04.12.23 (8)	04.12.23 (8)	27.03.24 (4)
		06.12.23 (8)		06.12.23 (8)		28.03.24 (4)
			18.12.23 (6)	18.12.23 (6)		
	21.12.23 (12)	21.12.23 (12)	21.12.23 (12)	21.12.23 (12)	21.12.23 (12)	
	05.02.24 (5)			05.02.24 (6)		
Inhomogenität	19.01.24 (1)			19.01.24 (1)		29.03.24 (30)
	22.01.24 (1)			22.01.24 (1)		03.04.24 (30)
						04.04.24 (30)
						08.04.24 (30)
						10.04.24 (30)
						11.04.24 (30)
						12.04.24 (30)
Anzahl der Messungen	128	42	62	187	42	724

Verfahren	microMOSFET					0,3 cm ³ Semiflex Chamber
	SN 3660	SN 3661	SN 3662	SN 3663	SN 3664	
Rauschen						
Bezugspunkt 20 mm						18.12.23 (27)
	18.03.24 (36)	18.03.24 (36)				01.12.23 (21)
	19.03.24 (27)	19.03.24 (27)				04.12.23 (9)
	20.03.24 (9)	20.03.24 (9)				06.12.23 (50)
	21.03.24 (22)	21.03.24 (22)				13.12.23 (88)
			25.03.24 (21)	25.03.24 (21)	25.03.24 (21)	18.12.23 (27)
Bezugspunkt 50 mm						18.03.24 (54)
						20.03.24 (45)
						21.03.24 (22)
						25.03.24 (78)
						27.03.24 (28)
						28.03.24 (18)
						29.03.24 (7)
						10.04.24 (21)
						12.04.24 (7)
CF 20 mm						
	18.03.24 (8)	18.03.24 (8)				25.03.24 (4)
	21.03.24 (8)	21.03.24 (8)				27.03.24 (4)
CF 50 mm				27.03.24 (8)		28.03.24 (4)
					28.03.24 (8)	
				10.04.24 (8)	10.04.24 (8)	
				12.04.24 (8)	12.04.12 (8)	
Inhomogenität				29.03.24 (15)	29.03.24 (15)	29.03.24 (30)
				03.04.24 (15)	03.04.24 (15)	03.04.24 (30)
				04.04.24 (15)	04.04.24 (15)	04.04.24 (30)
				08.04.24 (15)	08.04.24 (15)	08.04.24 (30)
				10.04.24 (15)	10.04.24 (15)	10.04.24 (30)
				11.04.24 (15)	11.04.24 (15)	11.04.24 (30)
				12.04.24 (15)	12.04.24 (15)	12.04.24 (30)
Anzahl der Messungen	110	110	21	150	150	724

G. Auswertung der Bezugspunkt-Messung

Tabelle 5: Platz der maximalen Empfindlichkeit, beim den microMOSFETs das Zentrum des Chips für die 0,3 cm³ Semiflex Chambers der Geometrischer Schwerpunkt des Luftvolumens.

Detektor	Ort der maximalen Empfindlichkeit	
	gemessen [mm]	aus dem Bauplan [mm]
MOSFET SN 3620	1094±1	1095±1
MOSFET SN 3621		1095±1
MOSFET SN 3622	1095±1	1095±1
MOSFET SN 3623	1094±1	1095±1
MOSFET SN 3624		1095±1
0,3 cm ³ Semiflex Chamber SN 1540	1097±1	1094±1
0,3 cm ³ Semiflex Chamber SN 2279	1096±1	1094±1
MOSFET SN 3660	1095±1	1095±1
MOSFET SN 3661	1094±1	1095±1
MOSFET SN 3662	Defekt	Defekt
MOSFET SN 3663	1094±1	1095±1
MOSFET SN 3664	1095±1	1095±1

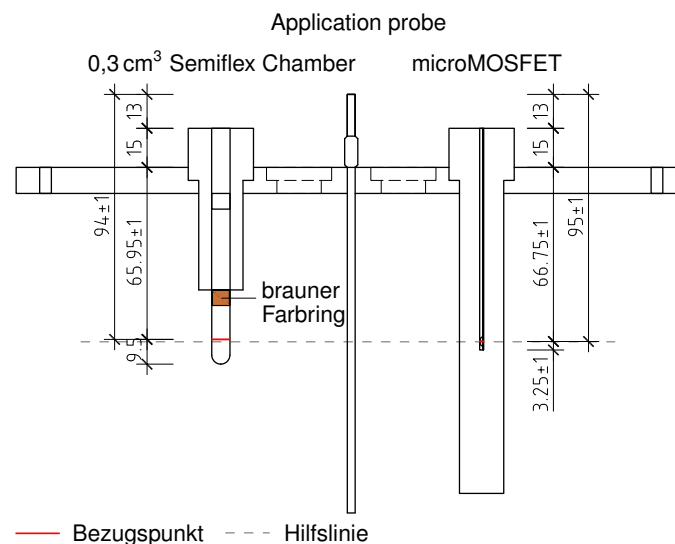


Abbildung 38: Vertikaler Schnitt durch den Messaufbau des MOSFET-Phantom mit 0,3 cm³ Semiflex Chamber (Links), Applikationssonde (Mitte) und microMOSFET (Rechts).

H. Ergebnisse der Kalibrierfaktor-Bestimmung

Tabelle 6: Zusammenstellung aller ermittelten einzelnen Kalibrierfaktoren der microMOS-FETs SN 3620 bis 3664 der jeweiligen Messtage und der daraus resultierende Mittelwert bzw. CF. Die Werte welche am 06.12.2023 mit Bias Standard gemessen wurden in den rot hervorgehoben Werten, sind in den Mittelwerten der Kalibrierfaktoren nicht berücksichtigt.

Datum	microMOSFET				
	SN 3620 [mV/cGy]	SN 3621 [mV/cGy]	SN 3622 [mV/cGy]	SN 3623 [mV/cGy]	SN 3624 [mV/cGy]
30.11.2023 20 mm					3,61
					3,65
					3,46
					3,66
					3,66
01.12.2023	3,84	4,14		3,71	4,03
	4,03	4,00		3,79	3,93
	3,89	4,22		3,81	4,12
	3,90	4,05		3,77	4,07
04.12.2023	3,69	3,96	3,69	3,69	3,95
	3,62	4,06	3,63	3,67	3,94
	3,71	3,95	3,74	3,55	4,02
	3,67	3,96	3,62	3,57	3,85
		1,08		1,13	
06.12.2023 Bias Standard		1,10		1,27	
		0,99		1,15	
		1,06		1,18	
18.12.2023 20 mm	2,95	3,24	3,05	3,20	3,51
	3,09	3,23	3,07	3,24	3,44
	3,12	3,19	3,06	3,30	3,42
18.12.2023			3,64	3,89	
			3,66	3,99	
			3,76	3,91	
21.12.2023 (a.m.) vorbestrahlt	3,93	4,05	3,80	3,62	3,71
	3,96	4,20	3,92	3,83	3,80
	3,89	4,07	3,85	3,76	4,05
21.12.2023 (p.m.) nicht vorbestrahlt	3,74	4,33	3,76	3,74	4,13
	3,91	4,20	3,86	3,80	4,11
	3,78	4,27	3,87	3,84	4,05
05.02.2024	3,75			3,89	
	3,78			3,92	
	3,99			3,77	
$\bar{X} = \text{CF}$	3,71	3,95	3,62	3,71	3,83
s_v	0,31	0,36	0,29	0,21	0,24

Datum	microMOSFET				
	SN 3660 [mV/cGy]	SN 3661 [mV/cGy]	SN 3662 [mV/cGy]	SN 3663 [mV/cGy]	SN 3664 [mV/cGy]
18.03.2024	3,50	3,53	Defekt		
	3,47	3,46			
	3,51	3,61			
	3,56	3,54			
	3,56	3,59			
21.03.2024	3,48	3,55			
	3,54	3,60			
	3,66	3,67			
27.03.2024				3,62	
				3,63	
				3,60	
				3,63	
28.03.2024					3,68
					3,61
					3,73
					3,60
10.04.2024				3,44	3,44
				3,51	3,55
				3,20	3,36
				3,34	3,51
				3,60	3,78
12.04.2024				3,44	3,49
				3,47	3,67
				3,62	3,52
$\bar{X} = CF$	3,54	3,57		3,51	3,58
s_v	0,06	0,06		0,14	0,12

I. Auswertung des Rauschens

Tabelle 7: Ergebnisse des Rauschens der microMOSFETs SN 3620 mit Ergebnissen der berechneten Messunsicherheiten.

microMOSFET SN 3620							
Messdauer [mm:ss]	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s_v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	u/\bar{X} [%]
00:05	-1,10	3,09	1,14	10	0,36	0,72	50,15%
00:10	-4,87	1,55	1,86	10	0,59	-0,36	-162,14%
00:30	-2,28	1,50	1,25	10	0,39	-0,31	-128,12%
01:00	-1,99	0,90	0,88	10	0,28	-0,46	-60,00%
02:30	-2,33	0,64	0,85	10	0,27	-0,82	-32,74%
05:00	-2,05	0,18	0,70	10	0,22	-1,14	-19,38%
10:00	-2,74	0,00	0,81	10	0,26	-1,26	-20,19%
15:00	-2,00	0,06	1,13	3	0,65	-1,24	-52,64%

microMOSFET SN 3620												
Messdauer [mm:ss]	MS 1 [mV]	MS 2 [mV]	MS 3 [mV]	MS 4 [mV]	MS 5 [mV]	MS 6 [mV]	MS 7 [mV]	MS 8 [mV]	MS 9 [mV]	MS 10 [mV]	n []	\bar{X} [mV]
00:05	1,55	3,09	0,76	-1,10	1,06	0,40	-0,10	0,19	1,29	0,02	10	0,72
00:10	0,56	1,55	-0,23	0,99	-0,68	1,50	-1,26	-4,87	-0,70	-0,49	10	-0,36
00:30	0,45	0,46	0,27	1,50	-0,40	-2,07	-1,05	-2,28	0,88	-0,84	10	-0,31
01:00	-1,24	-0,58	-1,18	-1,99	-0,81	0,26	-0,10	0,47	0,90	-0,37	10	-0,46
02:30	-1,12	-1,07	-0,31	-1,70	0,00	-1,09	-2,33	0,64	-0,89	-0,37	10	-0,82
05:00	-1,90	-0,55	-0,91	-2,05	-1,95	-1,18	-0,76	-0,98	0,18	-1,32	10	-1,14
10:00	-2,74	-1,19	-1,49	-1,21	-0,48	0,00	-0,69	-1,42	-2,28	-1,13	10	-1,26
15:00	-1,79	0,06	-2,00								3	-1,24

Tabelle 8: Ergebnisse des Rauschens der microMOSFETs SN 3623 mit Ergebnissen der berechneten Messunsicherheiten.

microMOSFET SN 3623							
Messdauer [mm:ss]	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s_v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	u/\bar{X} [%]
00:05	8,27	14,01	1,89	10	0,60	11,00	5,43%
00:10	7,34	14,21	1,87	10	0,59	10,87	5,43%
00:30	8,31	12,24	1,39	10	0,44	10,08	4,35%
01:00	8,59	11,35	0,97	10	0,31	10,34	2,96%
02:30	7,59	11,84	1,45	10	0,46	9,41	4,86%
05:00	6,73	13,19	1,72	10	0,54	9,36	5,82%
10:00	6,84	11,24	1,45	10	0,46	9,62	4,77%
15:00	9,07	9,53	0,23	3	0,13	9,30	1,43%

microMOSFET SN 3623												
Messdauer [mm:ss]	MS 1 [mV]	MS 2 [mV]	MS 3 [mV]	MS 4 [mV]	MS 5 [mV]	MS 6 [mV]	MS 7 [mV]	MS 8 [mV]	MS 9 [mV]	MS 10 [mV]	n []	\bar{X} [mV]
00:05	8,27	9,48	10,17	14,01	10,14	11,69	13,28	9,14	11,22	12,64	10	11,00
00:10	10,97	10,08	9,63	11,83	12,27	7,34	11,67	14,21	9,47	11,24	10	10,87
00:30	10,13	12,10	9,46	11,11	12,24	9,97	10,02	8,35	9,09	8,31	10	10,08
01:00	9,43	11,10	9,94	10,95	11,13	8,59	10,73	10,93	9,21	11,35	10	10,34
02:30	9,08	8,69	8,24	7,59	10,46	11,50	8,45	11,84	9,85	8,39	10	9,41
05:00	8,74	13,19	8,83	10,37	10,35	8,99	8,82	6,73	7,95	9,59	10	9,36
10:00	8,76	9,62	9,09	8,90	11,21	8,66	11,24	11,17	10,73	6,84	10	9,62
15:00	9,31	9,53	9,07								3	9,30

Tabelle 9: Auflistung der Zusammenstellung der Messergebnisse für die Einschwingzeit einschließlich errechneten Messunsicherheiten.

microMOSFET SN 3620							
Einschwingzeit [mm:ss]	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s_v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	u/\bar{X} [%]
00:15	125,54	134,38	3,29	5	1,47	129,58	1,13%
00:30	122,83	130,01	3,07	5	1,37	126,76	1,08%
01:00	125,39	128,96	1,40	5	0,63	126,85	0,49%
02:00	125,02	127,86	1,24	5	0,56	126,50	0,44%
02:30	123,00	126,32	1,50	5	0,67	124,83	0,54%

microMOSFET SN 3620							
Einschwingzeit [mm:ss]	MS 1 [mV]	MS 2 [mV]	MS 3 [mV]	MS 4 [mV]	MS 5 [mV]	n []	\bar{X} [mGy]
00:15	125,54	129,83	130,35	134,38	127,79	5	129,58
00:30	126,45	130,01	124,88	122,83	129,61	5	126,76
01:00	128,96	126,93	127,19	125,39	125,79	5	126,85
02:00	127,70	127,86	126,19	125,02	125,72	5	126,50
02:30	125,79	125,62	123,44	126,32	123,00	5	124,83

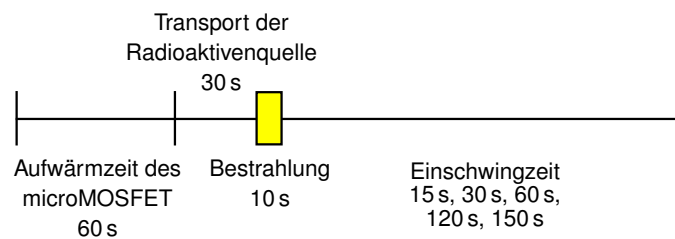


Abbildung 39: Zeitskalar zur Darstellung der Zeitabschnitte welche für die Messung des Rauschens eingehalten wurden.

J. Auswertung des Bias (Vergleichsmessungen Vorbestrahlung/Nicht Vorbestrahlung und High/Standard)

Tabelle 10: CF Werte bei unterschiedlich eingestelltem Bias am portable Reader. Die Kalibrierfaktoren stellen Mittelwerte dar, welche aus der tabellarischen Auflistung der Kalibrierfaktoren entnommen wurden.

Detektor	CF		Differenz [%]
	bei High Bias [mV/cGy]	bei Standard Bias [mV/cGy]	
microMOSFET SN 3621	3,95	1,06	73,18%
microMOSFET SN 3623	3,71	1,19	68,06%

Tabelle 11: Abweichung zum TPS wenn die microMOSFETs vor Beginn der Messung vor bestrahlt wurden oder nicht. Diese Tabelle stellt einen Auszug der Vergleichsmessung von Kalibrierfaktor und TPS dar für die Messungen welche am 21.12.2023 (a.m.) und 21.12.2024 (p.m) durchgeführt wurden (am Vormittag vorbestrahlt, am Nachmittag nicht).

Detektor	Vorbestraht [%]	nicht Vorbestraht [%]	Differenz [%]
microMOSFET SN 3620	6,11%	4,22%	1,89%
microMOSFET SN 3621	6,01%	8,42%	-2,41%
microMOSFET SN 3622	5,86%	6,51%	-0,65%
microMOSFET SN 3623	5,83%	7,60%	-1,77%
microMOSFET SN 3624	5,37%	5,62%	-0,25%

K. Auswertung der Vergleichsmessung von Kalibrierfaktor und Bestrahlungsplanungssystem (TPS)

Tabelle 12: Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3620 und 0,3 cm³ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.

microMOSFET SN 3620										
Datum	TPS	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
30.11.2023 (20 mm)	Acuros TG-43							454,00 468,00		
01.12.2023	Acuros TG-43	409,60	436,00	11,04	4	5,52	421,45	378,00 390,00	11,49% 8,06%	1,31%
04.12.2023	Acuros TG-43	416,70	439,60	10,04	4	5,02	427,28	418,00 430,00	2,22% -0,63%	1,17%
06.12.2023	Acuros TG-43							409,00 421,00		
18.12.2023 (20 mm)	Acuros TG-43	412,00	431,20	10,81	3	6,24	418,73	378,00 385,00	10,78% 8,76%	1,49%
18.12.2023	Acuros TG-43							425,00 438,00		
21.12.2023 (a.m.) vorbestrahlt	Acuros TG-43	411,40	417,40	3,17	3	1,83	415,00	442,00 455,00	-6,11% -8,79%	0,44%
21.12.2023 (p.m.) nicht vorbestrahlt	Acuros TG-43	416,40	429,10	6,43	3	3,71	423,33	442,00 455,00	-4,22% -6,96%	0,88%
05.02.2024	Acuros TG-43	412,52	417,52	3,54	2	2,50	415,02	441,00 455,00	-5,89% -8,79%	0,60%

0,3 cm ³ Semiflex Chamber										
Datum	TPS	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
30.11.2023 (20 mm)	Acuros TG-43							443,00 458,00		
01.12.2023	Acuros TG-43	432,51	433,35	0,38	4	0,19	433,06	381,00 393,00	13,66% 10,19%	0,04%
04.12.2023	Acuros TG-43	423,89	424,94	0,45	4	0,23	424,52	421,00 434,00	0,84% -2,18%	0,05%
06.12.2023	Acuros TG-43							412,00 424,00		
18.12.2023 (20 mm)	Acuros TG-43	416,57	419,00	1,22	3	0,70	417,82	362,00 370,00	15,42% 12,92%	0,17%
18.12.2023	Acuros TG-43							428,00 441,00		
21.12.2023 (a.m.) vorbestrahlt	Acuros TG-43	418,83	419,98	0,58	3	0,33	419,35	445,00 459,00	-5,76% -8,64%	0,08%
21.12.2023 (p.m.) nicht vorbestrahlt	Acuros TG-43	418,10	419,66	0,81	3	0,47	419,01	445,00 459,00	-5,84% -8,71%	0,11%
05.02.2024	Acuros TG-43	423,59	424,83	0,88	2	0,62	424,21	444,00 458,00	-4,46% -7,38%	0,15%

Tabelle 13: Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3621 und 0,3 cm³ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.

microMOSFET SN 3621										
Datum	TPS	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
30.11.2023 (20 mm)	Acuros TG-43							454,00 468,00		
01.12.2023	Acuros TG-43	380,80	389,80	3,94	4	1,97	386,28	378,00 390,00	2,19% -0,96%	0,51%
04.12.2023	Acuros TG-43	420,60	434,40	7,07	4	3,53	427,10	418,00 430,00	2,18% -0,67%	0,83%
06.12.2023	Acuros TG-43	357,60	434,40	21,88	4	10,94	381,95	409,00 421,00	-6,61% -9,28%	2,86%
18.12.2023 (20 mm)	Acuros TG-43	404,50	434,40	6,30	3	3,64	410,93	378,00 385,00	8,71% 6,74%	0,89%
18.12.2023	Acuros TG-43							425,00 438,00		
21.12.2023 (a.m.) vorbestrahlt	Acuros TG-43	412,70	434,40	2,37	3	1,37	415,43	442,00 455,00	-6,01% -8,70%	0,33%
21.12.2023 (p.m.) nicht vorbestrahlt	Acuros TG-43	401,10	434,40	4,22	3	2,44	404,80	442,00 455,00	-8,42% -11,03%	0,60%
05.02.2024	Acuros TG-43							441,00 455,00		

0,3 cm ³ Semiflex Chamber										
Datum	TPS	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
30.11.2023 (20 mm)	Acuros TG-43							443,00 458,00		
01.12.2023	Acuros TG-43	380,46	434,40	0,16	4	0,08	380,59	381,00 393,00	-0,11% -3,16%	0,02%
04.12.2023	Acuros TG-43	422,74	434,40	2,08	4	1,04	425,09	421,00 434,00	0,97% -2,05%	0,25%
06.12.2023	Acuros TG-43	399,97	434,40	0,77	4	0,38	400,76	412,00 424,00	-2,73% -5,48%	0,10%
18.12.2023 (20 mm)	Acuros TG-43	415,56	434,40	0,79	3	0,45	416,44	362,00 370,00	15,04% 12,55%	0,11%
18.12.2023	Acuros TG-43							428,00 441,00		
21.12.2023 (a.m.) vorbestrahlt	Acuros TG-43	418,46	434,40	0,68	3	0,39	419,11	445,00 459,00	-5,82% -8,69%	0,09%
21.12.2023 (p.m.) nicht vorbestrahlt	Acuros TG-43	418,14	434,40	0,91	3	0,52	418,91	445,00 459,00	-5,86% -8,73%	0,13%
05.02.2024	Acuros TG-43							444,00 458,00		

Tabelle 14: Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3622 und 0,3 cm³ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.

microMOSFET SN 3622										
Datum	TPS	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
30.11.2023 (20 mm)	Acuros TG-43							454,00 468,00		
01.12.2023	Acuros TG-43							378,00 390,00		
04.12.2023	Acuros TG-43	413,40	438,30	10,83	4	5,42	423,20	418,00 430,00	1,24% -1,58%	1,28%
06.12.2023	Acuros TG-43							409,00 421,00		
18.12.2023 (20 mm)	Acuros TG-43	406,20	427,90	11,71	3	6,76	414,50	378,00 385,00	9,66% 7,66%	1,63%
18.12.2023	Acuros TG-43	405,60	417,10	5,80	3	3,35	410,93	425,00 438,00	-3,31% -6,18%	0,81%
21.12.2023 (a.m.) vorbestrahlt	Acuros TG-43	411,50	420,20	4,37	3	2,52	416,10	442,00 455,00	-5,86% -8,55%	0,61%
21.12.2023 (p.m.) nicht vorbestrahlt	Acuros TG-43	402,00	434,80	18,68	3	10,79	413,23	442,00 455,00	-6,51% -9,18%	2,61%
05.02.2024	Acuros TG-43							441,00 455,00		

0,3 cm ³ Semiflex Chamber										
Datum	TPS	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
30.11.2023 (20 mm)	Acuros TG-43							443,00 458,00		
01.12.2023	Acuros TG-43							381,00 393,00		
04.12.2023	Acuros TG-43	425,25	426,82	0,75	4	0,37	426,03	421,00 434,00	1,20% -1,84%	0,09%
06.12.2023	Acuros TG-43							412,00 424,00		
18.12.2023 (20 mm)	Acuros TG-43	417,85	418,26	0,21	3	0,12	418,09	362,00 370,00	15,49% 13,00%	0,03%
18.12.2023	Acuros TG-43	411,86	412,77	0,46	3	0,26	412,33	428,00 441,00	-3,66% -6,50%	0,06%
21.12.2023 (a.m.) vorbestrahlt	Acuros TG-43	419,08	419,29	0,12	3	0,07	419,22	445,00 459,00	-5,79% -8,67%	0,02%
21.12.2023 (p.m.) nicht vorbestrahlt	Acuros TG-43	418,04	419,29	0,69	3	0,40	418,84	445,00 459,00	-5,88% -8,75%	0,10%
05.02.2024	Acuros TG-43							444,00 458,00		

Tabelle 15: Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3623 und 0,3 cm³ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.

microMOSFET SN 3623										
Datum	TPS	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
30.11.2023 (20 mm)	Acuros TG-43							454,00 468,00		
01.12.2023	Acuros TG-43	409,20	427,00	8,28	4	4,14	416,65	378,00 390,00	10,22% 6,83%	0,99%
04.12.2023	Acuros TG-43	413,80	442,10	14,63	4	7,32	429,20	418,00 430,00	2,68% -0,19%	1,70%
06.12.2023	Acuros TG-43	373,50	427,00	21,94	4	10,97	401,85	409,00 421,00	-1,75% -4,55%	2,73%
18.12.2023 (20 mm)	Acuros TG-43	393,90	409,20	8,25	3	4,76	399,77	378,00 385,00	5,76% 3,84%	1,19%
18.12.2023	Acuros TG-43	395,70	413,70	10,14	3	5,86	402,00	425,00 438,00	-5,41% -8,22%	1,46%
21.12.2023 (a.m.) vorbestrahlt	Acuros TG-43	410,10	422,10	6,00	3	3,47	416,23	442,00 455,00	-5,83% -8,52%	0,83%
21.12.2023 (p.m.) nicht vorbestrahlt	Acuros TG-43	399,90	418,00	9,10	3	5,25	408,40	442,00 455,00	-7,60% -10,24%	1,29%
05.02.2024	Acuros TG-43	408,44	421,44	7,26	3	4,19	413,08	441,00 455,00	-6,33% -9,21%	1,01%

0,3 cm ³ Semiflex Chamber										
Datum	TPS	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
30.11.2023 (20 mm)	Acuros TG-43							443,00 458,00		
01.12.2023	Acuros TG-43	415,09	416,36	0,56	4	0,28	415,62	381,00 393,00	9,09% 5,75%	0,07%
04.12.2023	Acuros TG-43	425,56	426,61	0,43	4	0,21	426,08	421,00 434,00	1,21% -1,82%	0,05%
06.12.2023	Acuros TG-43	400,49	401,65	0,52	4	0,26	401,23	412,00 424,00	-2,61% -5,37%	0,07%
18.12.2023 (20 mm)	Acuros TG-43	414,85	417,28	1,28	3	0,74	415,83	362,00 370,00	14,87% 12,39%	0,18%
18.12.2023	Acuros TG-43	411,35	412,87	0,83	3	0,48	411,92	428,00 441,00	-3,76% -6,59%	0,12%
21.12.2023 (a.m.) vorbestrahlt	Acuros TG-43	418,98	419,29	0,16	3	0,09	419,15	445,00 459,00	-5,81% -8,68%	0,02%
21.12.2023 (p.m.) nicht vorbestrahlt	Acuros TG-43	417,42	418,56	0,61	3	0,35	418,11	445,00 459,00	-6,04% -8,91%	0,08%
05.02.2024	Acuros TG-43	423,90	424,52	0,36	3	0,21	424,32	444,00 458,00	-4,43% -7,35%	0,05%

Tabelle 16: Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3624 und 0,3 cm³ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.

microMOSFET SN 3624										
Datum	TPS	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
30.11.2023 (20 mm)	Acuros TG-43	446,00	456,50	4,97	4	2,48	451,55	454,00 468,00	-0,54% -3,51%	0,55%
01.12.2023	Acuros TG-43	373,50	380,50	2,97	4	1,49	377,48	378,00 390,00	-0,14% -3,21%	0,39%
04.12.2023	Acuros TG-43	417,30	428,60	4,85	4	2,42	422,33	418,00 430,00	1,03% -1,78%	0,57%
06.12.2023	Acuros TG-43							409,00 421,00		
18.12.2023 (20 mm)	Acuros TG-43	392,10	415,10	11,93	3	6,89	405,43	378,00 385,00	7,26% 5,31%	1,70%
18.12.2023	Acuros TG-43							425,00 438,00		
21.12.2023 (a.m.) vorbestrahlt	Acuros TG-43	414,50	422,70	4,14	3	2,39	418,27	442,00 455,00	-5,37% -8,07%	0,57%
21.12.2023 (p.m.) nicht vorbestrahlt	Acuros TG-43	412,10	425,70	7,43	3	4,29	417,17	442,00 455,00	-5,62% -8,32%	1,03%
05.02.2024	Acuros TG-43							441,00 455,00		

0,3 cm ³ Semiflex Chamber										
Datum	TPS	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
30.11.2023 (20 mm)	Acuros TG-43	457,69	461,70	1,80	4	0,90	459,11	443,00 458,00	3,64% 0,24%	0,20%
01.12.2023	Acuros TG-43	382,26	383,95	0,80	4	0,40	383,44	381,00 393,00	0,64% -2,43%	0,10%
04.12.2023	Acuros TG-43	425,88	426,92	0,55	4	0,27	426,45	421,00 434,00	1,29% -1,74%	0,06%
06.12.2023	Acuros TG-43							412,00 424,00		
18.12.2023 (20 mm)	Acuros TG-43	412,42	414,14	0,87	3	0,50	413,37	362,00 370,00	14,19% 11,72%	0,12%
18.12.2023	Acuros TG-43							428,00 441,00		
21.12.2023 (a.m.) vorbestrahlt	Acuros TG-43	417,94	419,91	1,02	3	0,59	419,08	445,00 459,00	-5,82% -8,70%	0,14%
21.12.2023 (p.m.) nicht vorbestrahlt	Acuros TG-43	419,50	419,70	0,10	3	0,06	419,60	445,00 459,00	-5,71% -8,58%	0,01%
05.02.2024	Acuros TG-43							444,00 458,00		

Tabelle 17: Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3620 bis 3624 und 0,3cm³ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.

microMOSFET SN 3620 - 3624										
Datum	TPS	Min. [mGy]	Max. [mGy]	sv [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/\bar{X} [%]
30.11.2023 (20 mm)	Acuros TG-43	446,0	456,5	5,0	4	2,5	451,6	454,00	-0,54%	0,55%
								468,00	-3,51%	
01.12.2023	Acuros TG-43	373,5	436,0	20,6	16	5,2	400,5	378,00	5,94%	1,29%
								390,00	2,68%	
04.12.2023	Acuros TG-44	413,4	442,1	9,3	20	2,1	425,8	418,00	1,87%	0,49%
								430,00	-0,97%	
06.12.2023	Acuros TG-44	357,6	427,0	22,9	8	8,1	391,9	409,00	-4,18%	2,07%
								421,00	-6,91%	
18.12.2023 (20 mm)	Acuros TG-45	392,1	431,2	10,9	15	2,8	409,9	378,00	8,43%	0,69%
								385,00	6,46%	
18.12.2023	Acuros TG-45	395,7	417,1	8,9	6	3,6	406,5	425,00	-4,36%	0,89%
								438,00	-7,20%	
21.12.2023 (a.m.) vorbestrahlt	Acuros TG-46	410,1	422,7	3,7	15	1,0	416,2	442,00	-5,84%	0,23%
								455,00	-8,53%	
21.12.2023 (p.m.) nicht vorbestrahlt	Acuros TG-46	399,9	434,8	11,1	15	2,9	413,4	442,00	-6,47%	0,69%
								455,00	-9,15%	
05.02.2024	Acuros TG-47	408,4	421,4	5,5	5	2,5	413,9	441,00	-6,16%	0,60%
								455,00	-9,04%	

0,3cm ³ Semiflex Chamber										
Datum	TPS	Min. [mGy]	Max. [mGy]	sv [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/\bar{X} [%]
30.11.2023 (20 mm)	Acuros TG-43	457,69	461,70	1,80	4	0,90	459,11	443,00	3,64%	0,20%
								458,00	0,24%	
01.12.2023	Acuros TG-43	380,46	433,35	22,79	16	5,70	403,18	381,00	5,82%	1,41%
								393,00	2,59%	
04.12.2023	Acuros TG-44	422,74	427,23	1,19	20	0,27	425,64	421,00	1,10%	0,06%
								434,00	-1,93%	
06.12.2023	Acuros TG-44	399,97	401,65	0,66	8	0,23	400,99	412,00	-2,67%	0,06%
								424,00	-5,43%	
18.12.2023 (20 mm)	Acuros TG-45	412,42	419,00	1,93	15	0,50	416,31	362,00	15,00%	0,12%
								370,00	12,52%	
18.12.2023	Acuros TG-45	411,35	412,87	0,64	6	0,26	412,13	428,00	-3,71%	0,06%
								441,00	-6,55%	
21.12.2023 (a.m.) vorbestrahlt	Acuros TG-46	417,94	419,98	0,53	15	0,14	419,18	445,00	-5,80%	0,03%
								459,00	-8,67%	
21.12.2023 (p.m.) nicht vorbestrahlt	Acuros TG-46	417,42	419,91	0,76	15	0,20	418,89	445,00	-5,87%	0,05%
								459,00	-8,74%	
05.02.2024	Acuros TG-47	423,59	424,83	0,51	5	0,23	424,27	444,00	-4,44%	0,05%
								458,00	-7,36%	

Tabelle 18: Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3620 und 0,3 cm³ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.

microMOSFET SN 3660										
Datum		Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
18.03.2024	Acuros TG-43	430,80	451,60	8,67	4	4,33	442,70	449,00 460,00	-1,40% -3,76%	0,98%
21.03.2024	Acuros TG-43	401,30	432,20	14,45	4	7,23	417,28	434,00 447,00	-3,85% -6,65%	1,73%
27.03.2024	Acuros TG-43							341,00 351,00		
28.03.2024	Acuros TG-43							338,00 349,00		
10.04.2024	Acuros TG-43							329,00 339,00		
12.04.2024	Acuros TG-43							323,00 333,00		

0,3 cm ³ Semiflex Chamber										
Datum		Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
18.03.2024	Acuros TG-43	441,41	442,03	0,30	4	0,15	441,85	446,00 463,00	-0,93% -4,57%	0,03%
21.03.2024	Acuros TG-43	412,08	413,01	0,42	4	0,21	412,57	436,00 450,00	-5,37% -8,32%	0,05%
27.03.2024	Acuros TG-43							343,00 354,00		
28.03.2024	Acuros TG-43							340,00 351,00		
10.04.2024	Acuros TG-43							331,00 341,00		
12.04.2024	Acuros TG-43							325,00 335,00		

Tabelle 19: Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3621 und 0,3 cm³ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.

microMOSFET SN 3661										
Datum		Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
18.03.2024	Acuros TG-43	419,00	438,20	7,94	4	3,97	428,10	449,00 460,00	-4,65% -6,93%	0,93%
21.03.2024	Acuros TG-43	407,10	419,90	6,15	4	3,07	410,70	434,00 447,00	-5,37% -8,12%	0,75%
27.03.2024	Acuros TG-43							341,00 351,00		
28.03.2024	Acuros TG-43							338,00 349,00		
10.04.2024	Acuros TG-43							329,00 339,00		
12.04.2024	Acuros TG-43							323,00 333,00		

0,3 cm ³ Semiflex Chamber										
Datum		Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
18.03.2024	Acuros TG-43	440,99	442,03	0,48	4	0,24	441,59	446,00 463,00	-0,99% -4,62%	0,05%
21.03.2024	Acuros TG-43	412,08	413,01	0,42	4	0,21	412,57	436,00 450,00	-5,37% -8,32%	0,05%
27.03.2024	Acuros TG-43							343,00 354,00		
28.03.2024	Acuros TG-43							340,00 351,00		
10.04.2024	Acuros TG-43							331,00 341,00		
12.04.2024	Acuros TG-43							325,00 335,00		

Tabelle 20: Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3623 und 0,3 cm³ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.

microMOSFET SN 3663										
Datum		Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
18.03.2024	Acuros TG-43							449,00 460,00		
21.03.2024	Acuros TG-43							434,00 447,00		
27.03.2024	Acuros TG-43	328,90	344,30	7,01	4	3,51	338,38	341,00 351,00	-0,77% -3,60%	1,04%
28.03.2024	Acuros TG-43							338,00 349,00		
10.04.2024	Acuros TG-43	322,60	339,00	7,31	4	3,66	329,08	329,00 339,00	0,02% -2,93%	1,11%
12.04.2024	Acuros TG-43	315,10	322,70	3,32	4	1,66	319,53	323,00 333,00	-1,08% -4,05%	0,52%

0,3 cm ³ Semiflex Chamber										
Datum		Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
18.03.2024	Acuros TG-43							446,00 463,00		
21.03.2024	Acuros TG-43							436,00 450,00		
27.03.2024	Acuros TG-43	337,08	337,51	0,22	4	0,11	337,27	343,00 354,00	-1,67% -4,73%	0,03%
28.03.2024	Acuros TG-43							340,00 351,00		
10.04.2024	Acuros TG-43	329,19	329,60	0,21	4	0,11	329,42	331,00 341,00	-0,48% -3,39%	0,03%
12.04.2024	Acuros TG-43	312,58	312,99	0,18	4	0,09	312,73	325,00 335,00	-3,77% -6,65%	0,03%

Tabelle 21: Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3624 und 0,3 cm³ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.

microMOSFET SN 3664										
Datum		Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
18.03.2024	Acuros							449,00		
	TG-43							460,00		
21.03.2024	Acuros							434,00		
	TG-43							447,00		
27.03.2024	Acuros							341,00		
	TG-43							351,00		
28.03.2024	Acuros	315,00	319,90	2,09	4	1,04	317,10	338,00	-6,18%	0,33%
	TG-43							349,00	-9,14%	
10.04.2024	Acuros	316,90	331,50	6,57	4	3,29	325,78	329,00	-0,98%	1,01%
	TG-43							339,00	-3,90%	
12.04.2024	Acuros	301,60	320,00	8,39	4	4,20	309,90	323,00	-4,06%	1,35%
	TG-43							333,00	-6,94%	

0,3 cm ³ Semiflex Chamber										
Datum		Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
18.03.2024	Acuros							446,00		
	TG-43							463,00		
21.03.2024	Acuros							436,00		
	TG-43							450,00		
27.03.2024	Acuros							343,00		
	TG-43							354,00		
28.03.2024	Acuros	324,13	324,98	0,36	4	0,18	324,64	340,00	-4,52%	0,06%
	TG-43							351,00	-7,51%	
10.04.2024	Acuros	327,35	328,48	0,46	4	0,23	327,89	331,00	-0,94%	0,07%
	TG-43							341,00	-3,85%	
12.04.2024	Acuros	311,05	312,07	0,48	4	0,24	311,71	325,00	-4,09%	0,08%
	TG-43							335,00	-6,95%	

Tabelle 22: Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der Detektoren microMOSFET SN 3660 bis 3664 und 0,3 cm³ Semiflex Chamber. Zur Darstellung der Messergebnisse des Vergleichs Kalibrierfaktor und TPS.

microMOSFET SN 3660 - 3664										
Datum	TPS	Min. [mGy]	Max. [mGy]	sv [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/\bar{X} [%]
18.03.2024	Acuros TG-43	419,00	451,60	10,96	8	3,88	435,40	449,00 460,00	-3,03% -5,35%	0,89%
21.03.2024	Acuros TG-43	401,30	432,20	10,86	8	3,84	413,99	434,00 447,00	-4,61% -7,39%	0,93%
27.03.2024	Acuros TG-43	328,90	344,30	7,01	4	3,51	338,38	341,00 351,00	-0,77% -3,60%	1,04%
28.03.2024	Acuros TG-43	315,00	319,90	2,09	4	1,04	317,10	338,00 349,00	-6,18% -9,14%	0,33%
10.04.2024	Acuros TG-43	316,90	339,00	6,67	8	2,36	327,43	329,00 339,00	-0,48% -3,41%	0,72%
12.04.2024	Acuros TG-43	301,60	322,70	7,83	8	2,77	314,71	323,00 333,00	-2,57% -5,49%	0,88%

0,3 cm ³ Semiflex Chamber										
Datum	TPS	Min. [mGy]	Max. [mGy]	sv [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/\bar{X} [%]
18.03.2024	Acuros TG-43	440,99	442,03	0,40	8	0,14	441,72	446,00 463,00	-0,96% -4,60%	0,03%
21.03.2024	Acuros TG-43	412,08	413,01	0,39	8	0,14	412,57	436,00 450,00	-5,37% -8,32%	0,03%
27.03.2024	Acuros TG-43	337,08	337,51	0,22	4	0,11	337,27	343,00 354,00	-1,67% -4,73%	0,03%
28.03.2024	Acuros TG-43	324,13	324,98	0,36	4	0,18	324,64	340,00 351,00	-4,52% -7,51%	0,06%
10.04.2024	Acuros TG-43	327,35	329,60	0,89	8	0,31	328,66	331,00 341,00	-0,71% -3,62%	0,10%
12.04.2024	Acuros TG-43	311,05	312,99	0,64	8	0,23	312,22	325,00 335,00	-3,93% -6,80%	0,07%

L. Auswertung der Inhomogenitäten Messung

Tabelle 23: Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der microMOSFETs SN 3663 und SN 3664 bei der Messung mit der Inhomogenität Knochen.

microMOSFET SN 3663 Inhom. Bone									
Datum	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s_v [mGy]	n	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/\bar{X} [%]
29.03.2024	260,90	275,90	7,53	3	4,35	268,80	261,00	-2,90%	1,62%
03.04.2024	251,90	267,90	8,07	3	4,66	260,50	261,00	0,19%	1,79%
04.04.2024	253,50	258,70	3,00	3	1,73	256,97	261,00	1,57%	0,67%
08.04.2024	256,20	267,70	6,40	3	3,69	263,57	261,00	-0,97%	1,40%
10.04.2024	258,70	264,70	3,33	3	1,92	262,53	261,00	-0,58%	0,73%
11.04.2024	252,80	266,40	7,26	3	4,19	261,07	261,00	-0,03%	1,61%
12.04.2024	262,40	276,70	7,56	3	4,36	268,13	261,00	-2,66%	1,63%

microMOSFET SN 3664 Inhom. Bone									
Datum	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s_v [mGy]	n	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/\bar{X} [%]
29.03.2024	259,50	273,10	6,94	3	4,01	265,50	261,00	-1,69%	1,51%
03.04.2024	252,20	269,00	8,42	3	4,86	260,93	261,00	0,03%	1,86%
04.04.2024	258,20	259,60	0,78	3	0,45	259,10	261,00	0,73%	0,17%
08.04.2024	260,60	268,20	3,80	3	2,20	264,50	261,00	-1,32%	0,83%
10.04.2024	256,60	259,70	1,57	3	0,91	258,00	261,00	1,16%	0,35%
11.04.2024	256,50	264,70	4,35	3	2,51	259,77	261,00	0,47%	0,97%
12.04.2024	265,40	268,20	1,54	3	0,89	267,17	261,00	-2,31%	0,33%

Tabelle 24: Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der microMOSFETs SN 3663 und SN 3664 bei der Messung mit der Inhomogenität Fett.

microMOSFET SN 3663 Inhom. Adipose									
Datum	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s_v [mGy]	n	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/\bar{X} [%]
29.03.2024	275,10	278,20	1,58	3	0,91	276,47	277,00	0,19%	0,33%
03.04.2024	276,50	281,10	2,44	3	1,41	279,27	277,00	-0,81%	0,50%
04.04.2024	263,80	288,60	12,73	3	7,35	274,53	277,00	0,90%	2,68%
08.04.2024	271,10	282,20	6,05	3	3,49	275,27	277,00	0,63%	1,27%
10.04.2024	270,10	278,90	4,40	3	2,54	274,47	277,00	0,92%	0,93%
11.04.2024	270,20	286,00	8,82	3	5,09	280,37	277,00	-1,20%	1,82%
12.04.2024	272,80	279,80	3,79	3	2,19	277,13	277,00	-0,05%	0,79%

microMOSFET SN 3664 Inhom. Adipose									
Datum	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s_v [mGy]	n	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/\bar{X} [%]
29.03.2024	282,20	288,40	3,10	3	1,79	285,40	277,00	-2,94%	0,63%
03.04.2024	274,60	281,40	3,44	3	1,99	277,70	277,00	-0,25%	0,72%
04.04.2024	275,40	288,80	7,21	3	4,16	280,57	277,00	-1,27%	1,48%
08.04.2024	286,00	289,60	1,81	3	1,04	287,90	277,00	-3,79%	0,36%
10.04.2024	269,10	273,70	2,36	3	1,36	271,70	277,00	1,95%	0,50%
11.04.2024	269,90	285,80	8,78	3	5,07	275,70	277,00	0,47%	1,84%
12.04.2024	265,10	287,00	12,31	3	7,11	279,30	277,00	-0,82%	2,55%

Tabelle 25: Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der microMOSFETs SN 3663 und SN 3664 bei der Messung mit der Inhomogenität Muskel.

microMOSFET SN 3663 Inhom. Muscle									
Datum	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s_v [mGy]	n	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/\bar{X} [%]
29.03.2024	268,20	294,10	13,59	3	7,85	278,77	276,00	-0,99%	2,82%
03.04.2024	270,70	281,50	5,57	3	3,22	276,90	276,00	-0,33%	1,16%
04.04.2024	271,30	282,90	6,04	3	3,49	278,07	276,00	-0,74%	1,25%
08.04.2024	276,90	286,10	4,61	3	2,66	281,67	276,00	-2,01%	0,94%
10.04.2024	278,70	280,40	0,93	3	0,54	279,33	276,00	-1,19%	0,19%
11.04.2024	276,00	281,90	3,30	3	1,90	279,80	276,00	-1,36%	0,68%
12.04.2024	271,30	282,30	5,99	3	3,46	275,43	276,00	0,21%	1,26%

microMOSFET SN 3664 Inhom. Muscle									
Datum	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s_v [mGy]	n	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/\bar{X} [%]
29.03.2024	270,30	278,00	3,91	3	2,26	274,53	276,00	0,53%	0,82%
03.04.2024	275,80	278,90	1,58	3	0,91	277,17	276,00	-0,42%	0,33%
04.04.2024	266,30	274,70	4,24	3	2,45	270,83	276,00	1,91%	0,90%
08.04.2024	271,30	279,50	4,10	3	2,37	275,47	276,00	0,19%	0,86%
10.04.2024	271,40	277,90	3,67	3	2,12	273,67	276,00	0,85%	0,77%
11.04.2024	272,60	284,40	6,06	3	3,50	277,70	276,00	-0,61%	1,26%
12.04.2024	259,50	287,50	15,02	3	8,67	276,63	276,00	-0,23%	3,13%

Tabelle 26: Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der microMOSFETs SN 3663 und SN 3664 bei der Messung mit der Inhomogenität Luft.

microMOSFET SN 3663 Inhom. Air									
Datum	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s_v [mGy]	n	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/\bar{X} [%]
29.03.2024	296,10	300,00	2,12	3	1,23	298,53	300,00	0,49%	0,41%
03.04.2024	293,60	306,80	6,62	3	3,82	300,47	300,00	-0,16%	1,27%
04.04.2024	285,80	303,20	8,77	3	5,06	293,87	300,00	2,09%	1,72%
08.04.2024	294,50	297,90	1,88	3	1,09	296,67	300,00	1,12%	0,37%
10.04.2024	306,10	312,70	3,60	3	2,08	310,23	300,00	-3,30%	0,67%
11.04.2024	292,00	308,30	8,42	3	4,86	301,37	300,00	-0,45%	1,61%
12.04.2024	295,30	319,20	11,98	3	6,92	306,73	300,00	-2,20%	2,26%

microMOSFET SN 3664 Inhom. Air									
Datum	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s_v [mGy]	n	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/\bar{X} [%]
29.03.2024	289,50	308,70	9,74	3	5,63	300,07	300,00	-0,02%	1,87%
03.04.2024	297,80	305,90	4,33	3	2,50	302,73	300,00	-0,90%	0,83%
04.04.2024	290,50	298,80	4,16	3	2,40	294,47	300,00	1,88%	0,82%
08.04.2024	299,20	303,00	2,00	3	1,16	300,73	300,00	-0,24%	0,38%
10.04.2024	288,70	298,50	5,26	3	3,04	292,50	300,00	2,56%	1,04%
11.04.2024	292,40	312,20	9,96	3	5,75	302,93	300,00	-0,97%	1,90%
12.04.2024	288,60	292,30	1,99	3	1,15	290,03	300,00	3,44%	0,40%

Tabelle 27: Tabellarische Aufstellung der berechneten Messunsicherheiten für die grafische Auswertung der microMOSFETs SN 3663 und SN 3664 bei der Messung mit der Inhomogenität Titan.

microMOSFET SN 3663 Inhom. Titanium									
Datum	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s_v [mGy]	n	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/\bar{X} [%]
29.03.2024	193,90	200,80	3,46	3	2,00	197,53	220,00	11,37%	1,01%
03.04.2024	193,40	200,60	3,82	3	2,20	196,27	220,00	12,09%	1,12%
04.04.2024	183,30	201,00	8,85	3	5,11	192,00	220,00	14,58%	2,66%
08.04.2024	198,00	207,70	5,02	3	2,90	202,10	220,00	8,86%	1,43%
10.04.2024	187,40	207,20	10,15	3	5,86	198,60	220,00	10,78%	2,95%
11.04.2024	185,70	205,50	9,94	3	5,74	195,10	220,00	12,76%	2,94%
12.04.2024	192,10	202,10	5,06	3	2,92	197,53	220,00	11,37%	1,48%

microMOSFET SN 3664 Inhom. Titanium									
Datum	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s_v [mGy]	n	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/\bar{X} [%]
29.03.2024	186,10	197,90	6,45	3	3,72	193,50	220,00	13,70%	1,92%
03.04.2024	197,50	204,30	3,41	3	1,97	201,03	220,00	9,43%	0,98%
04.04.2024	194,40	197,20	1,44	3	0,83	196,00	220,00	12,24%	0,42%
08.04.2024	184,30	201,50	9,58	3	5,53	195,33	220,00	12,63%	2,83%
10.04.2024	182,30	189,40	3,87	3	2,23	184,97	220,00	18,94%	1,21%
11.04.2024	198,10	219,70	12,09	3	6,98	205,77	220,00	6,92%	3,39%
12.04.2024	191,70	209,50	10,08	3	5,82	197,87	220,00	11,19%	2,94%

Tabelle 28: Gesamt Auswertung der einzelnen Inhomogenitäten, einschließlich der berechneten Messunsicherheiten, für die grafische Auswertung des microMOSFET SN 3663 bei den Messungen mit den Inhomogenitäten. Zusätzlich in unten stehender Tabelle die gesamt Auswertung der 0,3 cm³ Semiflex Chamber, welcher bei den Messungen mit den Inhomogenitäten sich ebenfalls im MOSFET-Phantom befand.

microMOSFET SN 3663									
Inhomogenität	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
Bone	251,90	276,70	6,73	21	1,47	263,08	261,00	-0,79%	0,56%
Adipose	263,80	288,60	6,05	21	1,32	276,79	277,00	0,08%	0,48%
Muscle	268,20	294,10	5,98	21	1,31	278,57	276,00	-0,92%	0,47%
Air	285,80	319,20	8,05	21	1,76	301,12	300,00	-0,37%	0,58%
Titanium	183,30	207,70	6,67	21	1,46	197,02	220,00	11,66%	0,74%

0,3 cm ³ Semiflex Chamber									
Inhomogenität	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
	274,05	274,05	4,59	21	1,00	282,63	281,00	-0,58%	0,35%
	273,95	287,83	4,54	21	0,99	282,38	280,00	-0,84%	0,35%
	273,95	287,94	4,59	21	1,00	282,55	280,00	-0,90%	0,35%
	272,81	287,94	4,80	21	1,05	281,99	278,00	-1,41%	0,37%
	274,47	288,65	4,62	21	1,01	283,15	278,00	-1,82%	0,36%

Tabelle 29: Gesamt Auswertung der einzelnen Inhomogenitäten, einschließlich der berechneten Messunsicherheiten, für die grafische Auswertung des microMOSFET SN 3664 bei den Messungen mit den Inhomogenitäten. Zusätzlich in unten stehender Tabelle die gesamt Auswertung der 0,3 cm³ Semiflex Chamber, welcher bei den Messungen mit den Inhomogenitäten sich ebenfalls im MOSFET-Phantom befand.

microMOSFET SN 3664									
Inhomogenität	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
Bone	252,20	273,10	5,21	21	1,14	262,14	261,00	-0,43%	0,43%
Adipose	265,10	289,60	7,67	21	1,67	279,75	277,00	-0,98%	0,60%
Muscle	259,50	287,50	6,16	21	1,34	275,14	276,00	0,31%	0,49%
Air	288,60	312,20	7,15	21	1,56	297,64	300,00	0,79%	0,52%
Titanium	182,30	219,70	8,87	21	1,94	196,35	220,00	12,04%	0,99%

0,3 cm ³ Semiflex Chamber									
Inhomogenität	Min. [mGy]	Max. [mGy]	s _v [mGy]	n []	u [mGy]	\bar{X} [mGy]	TPS [mGy]	Abweichung [%]	u/ \bar{X} [%]
	274,16	288,04	4,38	21	0,96	282,71	281,00	-0,61%	0,34%
	274,05	289,68	4,67	21	1,02	282,85	280,00	-1,01%	0,36%
	274,37	288,96	4,45	21	0,97	282,65	280,00	-0,94%	0,34%
	273,22	287,01	4,35	21	0,95	281,84	278,00	-1,36%	0,34%
	274,78	290,60	4,68	21	1,02	283,37	278,00	-1,90%	0,36%