

**Aus der Radiologischen Universitätsklinik (Department) Tübingen
Abteilung für Diagnostische und Interventionelle Radiologie
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. C. D. Claussen**

**Bildqualität in der digitalen Mammographie:
Phantomstudie zum Vergleich von Systemen auf der
Basis von amorphem Selen und Cäsiumlodid mit
Siliziumdetektor**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen**

vorgelegt von

Martin Eberhardt Eßlinger

aus

Esslingen am Neckar

2008

Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth

1.Berichterstatter: Professor Dr. S. Miller

2.Berichterstatter: Professor Dr. E.-F. Solomayer

Inhaltsverzeichnis

| | | |
|-------------|--|-----------|
| 1. | Einleitung | 8 |
| 1.1. | Einführung in die Thematik | 8 |
| 1.2. | Mammographie | 9 |
| 1.2.1. | Entwicklung der Mammographie | 9 |
| 1.2.2. | Die digitale Mammographie | 10 |
| 1.2.2.1. | Parameter der Detektorqualität | 10 |
| 1.2.2.2. | Digitale Mammographie im Vergleich zu konventioneller Mammographie | 11 |
| 1.2.2.3. | Vorteile der digitalen Mammographie | 12 |
| 1.2.2.4. | Nachteile der digitalen Mammographie | 13 |
| 1.2.2.5. | Raster und Dosis bei der digitalen Mammographie | 14 |
| 1.2.3. | Technologien zur digitalen Vollfeldmammographie | 14 |
| 1.2.3.1. | Digitale Lumineszenzradiographie (DLR) | 14 |
| 1.2.3.2. | Charge couple device (CCD) Technologie | 15 |
| 1.2.3.3. | Digitale Mammographie in Scantechnik | 16 |
| 1.2.3.4. | Auf Caesium-Jodid (CsI) basierende Technologie | 17 |
| 1.2.3.5. | Siliziumdioxid Detektor | 17 |
| 1.2.3.6. | Auf amorphem Selen (aSe) basierende Technologie | 17 |
| 1.3. | Problematik | 18 |
| 1.4. | Ziel der Arbeit | 19 |
| 2. | Material und Methoden | 20 |
| 2.1. | Das CDMAM Phantom | 20 |
| 2.1.1. | Die Matrize mit Goldplättchen | 21 |
| 2.1.2. | Der Plexiglasüberzug | 22 |
| 2.1.3. | Die Plexiglasplatten | 22 |
| 2.1.4. | Auswertung | 22 |
| 2.2. | Das Cäsium-Iodid-Szintillator-System (CsI-System) | 23 |

| | | |
|-----------|--|-----------|
| 2.3. | Das konventionelle Mammographievergät | 23 |
| 2.4. | Das aSe-System | 24 |
| 2.5. | Befundungsmonitor | 24 |
| 2.6. | Versuchsordnung | 24 |
| 2.7. | Statistische Datenverarbeitung | 26 |
| 3. | Ergebnisse | 27 |
| 3.1. | Bildqualitäts-Index (IQF) | 27 |
| 3.1.1. | Molybdän als Anoden- und Filtermaterial | 27 |
| 3.1.2. | Molybdän als Anodenmaterial und Rhodium als Filtermaterial | 29 |
| 3.1.3. | Rhodium als Anoden- und Filtermaterial | 31 |
| 3.2. | Detektionsrate (COR) | 33 |
| 3.2.1. | Molybdän als Anoden- und Filtermaterial | 33 |
| 3.2.2. | Molybdän als Anodenmaterial und Rhodium als Filtermaterial | 35 |
| 3.2.3. | Rhodium als Anoden- und Filtermaterial | 37 |
| 3.3. | Signifikanz aller Detektoren IQF | 39 |
| 3.4. | Signifikanz aller Detektoren COR | 40 |
| 3.5. | IQF + COR Mo/Mo 3 cm PMMA mit Raster | 41 |
| 3.6. | IQF + COR Mo/Mo 5 cm PMMA mit Raster | 41 |
| 3.7. | IQF Mo/Mo 3 und 5 cm PMMA jeweils mit und ohne Verwendung eines Rasters | 42 |
| 3.8. | IQF Mo/Rh 3 und 5 cm PMMA mit und ohne Raster | 43 |
| 3.9. | Csl-System IQF und COR bei Mo/Mo, Mo/Rh und Rh/Rh, 3 und 5 cm PMMA, mit und ohne Raster | 44 |
| 3.10. | aSe-System IQF und COR bei Mo/Mo und Mo/Rh 3 und 5 cm PMMA mit und ohne Raster | 51 |

| | | |
|---------|--|----|
| 3.11. | aSe-System IQF und COR, Vergleich des neuen Detektors mit dem alten Detektor bei Mo/Mo 3 und 5 cm PMMA mit und ohne Raster | 56 |
| 3.12. | Vergleich der Untersucher | 58 |
| 3.13. | Oberflächendosis der einzelnen Geräte | 59 |
| 3.13.1. | ESAK des aSe-Systems | 59 |
| 3.13.2. | ESAK des Csl-Systems | 61 |
| 3.13.3. | Konventionelles Mammographiegerät | 64 |
| 4. | Diskussion | 65 |
| 4.1. | Vergleich der digitalen Vollfeldmammographie mit konventioneller Aufnahmetechnik | 65 |
| 4.2. | Vergleich der Anoden-Filterkombinationen der digitalen Mammographiegeräte | 67 |
| 4.3. | Vergleich der beiden FFDM-Geräte | 68 |
| 4.4. | Dosisreduktion | 69 |
| 4.4.1. | Dosisreduktion durch Entfernung des Rasters | 70 |
| 4.4.2. | Dosisreduktion durch Verwendung digitaler Technik | 71 |
| 4.5. | Verwendung von Phantomen | 72 |
| 4.6. | Einschränkung der Ergebnisse | 73 |
| 4.7. | Übertragbarkeit auf klinische Arbeiten | 74 |
| 4.8. | Ausblick | 74 |
| 5. | Zusammenfassung | 76 |
| 6. | Literaturverzeichnis | 78 |
| 7. | Anhang | 90 |
| 7.1. | Abkürzungsverzeichnis | 90 |

| | | |
|-------------|---------------------------------------|------------|
| 7.2. | CDMAM-Phantom | 91 |
| 7.2.1. | Evaluation of the CDMAM-phantom | 91 |
| 7.2.2. | Evaluation form CDMAM-phantom..... | 93 |
| 7.2.3. | Score form CDMAM-phantom | 94 |
| 7.3. | Stammdaten IQF | 95 |
| 7.4. | Stammdaten COR | 106 |
| 8. | Danksagung | 118 |
| 9. | Lebenslauf..... | 119 |

1. Einleitung

1.1. Einführung in die Thematik

Das Mammakarzinom ist in den westlichen Industrieländern der häufigste maligne Tumor der Frau. Das Lebenszeitrisko liegt bei ungefähr 10 % mit weltweit steigender Tendenz ^(16,25,37). Betrachtet man die Entwicklung diesbezüglich in Deutschland, so lag hier die Brustkrebsinzidenz im Jahr 2002 bei 131 pro 100 000 Einwohnerinnen, die Brustkrebsmortalität bei 27,6 pro 100 000 Einwohnerinnen ⁽¹⁾. Dabei ist eine frühe Diagnosestellung zur Reduktion der Mortalität und Verbesserung der Prognose ausschlaggebend. In den letzten Jahren konnten große Studien zeigen, dass die konventionelle Mammographie mit einer Sensitivität von 72,4 % und einer Spezifität von 97,3 % bisher das beste Verfahren für die Brustkrebsfrüherkennung darstellt ^(3,23,32,62,72,81,90). Allerdings sind 10 - 20 % der tastbaren Mammacarcinome in der Film-Folien-Mammographie (SFM) nicht sichtbar und nur 5 - 40 % aller gefundenen Läsionen sind dann in der Biopsie auch maligne ⁽⁵⁴⁾.

In Kombination mit der körperlichen Untersuchung hat die Mammographie die Brustkrebsmortalität in den letzten 20 Jahren um 18 - 30 % gesenkt. ⁽⁶⁹⁾ Bei diesem Verfahren wird jede Brust in zwei Ebenen geröntgt. Hierbei ist eine Kompression der Brust notwendig, um eine möglichst homogene bildliche Darstellung zu erreichen. Die Mammographie wird im Zeitraum vom 50. bis 69. Lebensjahr im zwei Jahres Rhythmus als Screening Untersuchung empfohlen. Bei Hochrisikopatientinnen sollte bereits ab dem 40. Lebensjahr ein Screening erfolgen. Bei jungen Frauen mit Hochrisikoprofil werden meist MRT- und Ultraschalluntersuchungen bevorzugt um die Strahlendosis möglichst gering zu halten.

Die Treffsicherheit der Mammographie liegt bei malignen Prozessen im Bereich von 85 bis 97 %, bei benignen Veränderungen zwischen 75 und 91 %. Vor allem Mikroverkalkungen können bei dieser Methode sehr gut erkannt werden. Da diese häufig bereits beim Carcinoma in situ vorkommen und hier vor allem beim ductalen Carcinoma in situ (DCIS), hat die Mammographie zu einer

deutlich früheren Erkennung des Mammacarcinoms geführt und damit zu einer wesentlich verbesserten Prognose der betroffenen Patientinnen ^(21,68,79).

1.2. Mammographie

1.2.1. Entwicklung der Mammographie

Der Chirurg Albert Salomon berichtete erstmalig 1913 von dem Einsatz von Röntgenstrahlen zur Darstellung von Tumorgewebe in einer mastektomierten Brust. Weitere mammographische Darstellungen der weiblichen Brust erfolgten dann ab 1927 durch O. Kleinschmidt und ab 1930 durch S. L. Warren. In den folgenden 3 Jahrzehnten verbesserte sich die Mammographietechnik kontinuierlich, bis in der Mitte der 60er Jahre das erste System zur alleinigen Mammographienutzung durch Gros in Frankreich entwickelt wurde ^(4,39).

Der Weg hin zur digitalen Mammographie begann in den 80er Jahren mit der Entwicklung der digitalen Subtraktionsmammographie und der computed radiography, im Verlauf wurden dann erstmalig CCD-Chips genutzt ⁽²⁷⁾. Bereits im September 1991 formulierte eine Expertengruppe des National Cancer Institute von Amerika, dass die Möglichkeiten der digitalen Mammographie voraussichtlich denen der konventionellen Film-Folien-Mammographie überlegen wären, insbesondere durch einen verbesserten Kontrast, computerunterstützte Diagnoseprogramme und die Teleradiologie ⁽⁸³⁾. Allerdings sollte es noch einige Jahre dauern, nämlich bis zum Jahr 2000, bevor das erste digitale Mammographiegerät (Senographe 2000D von GE Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) als weltweit erstes digitales Mammographiesystem die Zulassung der amerikanischen Food and Drug Administration (FDA) erhielt ⁽¹⁹⁾.

1.2.2. Die digitale Mammographie

1.2.2.1. Parameter der Detektorqualität

1.2.2.1.1. Räumliche Auflösung

Die räumliche Auflösung bestimmt die Größe der kleinsten noch sichtbaren Objekte. Sie wird in Linienpaaren pro Millimeter angegeben (lp/mm).

1.2.2.1.2. Nyquist Frequenz

Die maximale erreichbare räumliche Auflösung in einem Bild ist durch die Nyquist Frequenz eines Detektors bestimmt, die aus der Pixelgröße berechnet wird. Diese besagt, dass nur Objekte, die doppelt so groß wie die Pixelgröße sind, korrekt wiedergegeben werden können. Kleinere Objekte werden entweder falsch oder überhaupt nicht visualisiert ⁽⁶⁰⁾.

1.2.2.1.3. Grey-scale bit resolution

Bei digitalen Bildern wird die Anzahl der möglichen unterschiedlichen Graustufen in binary digits (Bits) angegeben. Je größer diese Zahl ist, desto größer ist das Potential der Kontrastaufklärung. Bei einem 14 bit Mammographiesystem kann jedes Pixel 2^{14} (16 384) verschiedene Graustufen annehmen ⁽⁴⁸⁾.

1.2.2.1.4. Signal-to-noise-ratio (SNR)

Bildrauschen ist eine ungewollte Veränderung der optischen Dichte eines Bildes. Bei digitalen Bildern ist dies hauptsächlich durch die zufällige Anzahl der Röntgenstrahlen verursacht, die pro Pixel detektiert werden. Diese Körnung mindert die Möglichkeit kleine, kontrastarme Objekte zu erkennen. Eine Erhöhung der Strahlendosis würde das Rauschen auf dem Bild verringern, jedoch gleichzeitig die Strahlenbelastung des Patienten erhöhen.

Für eine gute Bildqualität benötigt man somit ein möglichst starkes Signal bei geringem Rauschen. Dies wird mittels des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (SNR) angegeben ⁽⁴⁸⁾.

1.2.2.1.5. Modulationsübertragungsfunktion (MTF)

Die Modulationsübertragungsfunktion (MTF) beschreibt die Möglichkeit eines Bildgebenden Systems den Kontrast einer primären Abbildung in das aufgenommene Bild zu übertragen. Anders ausgedrückt gibt sie den Verlust von Kontrast durch das Bildgebende System als eine Funktion der Ortsauflösung an ⁽⁸⁵⁾.

1.2.2.1.6. Effektive Quantenausbeute (DQE)

Die effektive Quantenausbeute (DQE) beschreibt den Wirkungsgrad, mit dem ein Detektor die Strahlung, welche von der Anode abgegeben wird, zur Bildgewinnung nutzt. Die DQE wird beeinflusst vom Rauschen des Detektors und dessen räumlichen Auflösungsvermögens. Die DQE eines optimalen Detektors hat den Wert 1, das bedeutet, alle Röntgenphotonen erreichen die Detektoroberfläche, werden dort zur Bildgewinnung genutzt und der Detektor verursacht kein Rauschen. Tatsächlich wird die DQE jedoch durch das Rauschen des Detektors gemindert ⁽⁶⁰⁾.

$$DQE = (SNR_{out} / SNR_{in})^2$$

SNR_{out} - Signal-zu-Rausch-Verhältnis am „Ende“ (z.B. im Bild)

SNR_{in} - Signal-zu-Rausch-Verhältnis am „Eingang“
(z.B. an der Detektoroberfläche)

1.2.2.2. Digitale Mammographie im Vergleich zu konventioneller Mammographie

Eine Phantomstudie von Vedantham et al. ⁽⁷⁸⁾ zeigte, dass digitale Mammographie mit CsI-Detektoren der konventionellen Mammographie in der Detektion simulierter Mammaläsionen ebenbürtig ist. Digitale Mammographiegeräte auf aSe- und CCD-Basis erreichen sogar hochsignifikant bessere Detektionsraten ($p < 0,001$). Die unterschiedlichen Ergebnisse der Systeme beruhen in dieser Studie vor allem auf der Detektion von Fäden ⁽⁷⁸⁾.

Eine Feldstudie mit 6736 Mammographien ergab keinen signifikanten Unterschied bezüglich der Erkennung von Mammakarzinomen mit konventioneller Mammographie im Vergleich zu digitaler Mammographie mit CsI-Detektoren ⁽⁵²⁾.

Für die digitale Mammographie wurde nachgewiesen, dass sie in der Darstellung verschiedener anatomischen Bereiche wie der Haut, der Retro-mammillarregion und auch dichtem Parenchymgewebe, der konventionellen Mammographie überlegen ist ⁽⁶⁶⁾. Die Qualität konventioneller Mammographiegeräte wird in der Regel anhand des visuellen Auflösungsvermögens charakterisiert, angegeben als Erkennbarkeitsgrenze der Ortsfrequenz in Linienpaaren pro Millimeter (lp/mm).

Diese Grenzauflösung ist für die diagnostisch relevanten Bereiche nur in sofern interessant, da sie deutlich einfacher zu bestimmen ist als die Modulationsübertragungsfunktion (MTF), jedoch für die konventionelle Technik stets einen ähnlichen Verlauf zeigt.

Bei digitalen Systemen wird die Ortsauflösung nicht nur durch die Pixelgröße des Detektors allein, sondern auch durch Eigenschaften des Detektormaterials, die effektive Quantenausbeute und das Bildwiedergabesystem bestimmt. Somit ergibt sich, dass digitale Mammographiegeräte trotz deutlich geringerer Grenzauflösung (5 lp/mm im Vergleich zu 12 - 15 lp/mm bei konventionellen Systemen) gleichwertige Mammographieaufnahmen liefern ⁽⁶⁵⁾.

1.2.2.3. Vorteile der digitalen Mammographie

Vorteile der digitalen Mammographie sind die sofortige Verfügbarkeit der Bilder, eine konstant hohe Bildqualität, eine höhere Quantenausbeute (DQE), und das Potential der Dosisersparung. Dabei ist ein entscheidender Vorteil der digitalen Mammographie die lineare Beziehung zwischen der eingestrahlten Dosis und der Signalintensität über einen sehr großen Dosisbereich, wodurch ein wesentlich besserer Kontrast in den Randbereichen des Empfindlichkeitsspektrums zustande kommt. Dadurch werden Fehlbelichtungen praktisch vermieden. Auch kommt es zu einer deutlich geringeren Anzahl von Artefakten. Schwankungen der eingestrahlten Dosis können durch lineare

Empfindlichkeit des digitalen Rezeptors ausgeglichen werden. Störungen durch die Filmverarbeitung entfallen ⁽⁹⁾.

In der SFM muss der Film gute Eigenschaften als Absorber der Röntgenstrahlen, in der Bildarstellung zur Diagnostik und auch zur Archivierung in sich vereinen. In der FFDM sind diese einzelnen Prozesse voneinander unabhängig und können daher jeder für sich optimiert werden ⁽⁵⁴⁾. Die digitalen Aufnahmen zeichnen sich auch durch eine bessere Detailerkennbarkeit, einen höheren Kontrast und eine mutmaßlich höhere diagnostische Sicherheit aus. Durch spätere gezielte computergestützte Nachverarbeitung können Veränderungen des Brustgewebes noch deutlicher sichtbar gemacht werden.

Die digitale Mammographie bietet darüber hinaus die Möglichkeit zum Einsatz von computerunterstützten Diagnosesystemen (CAD), die Durchführung der digitalen Tomosynthese, Kontrastmittelmammographie und der digitalen Bildarchivierung und -kommunikation (PACS) ^(43,82). Organisatorische Vorteile der digitalen Mammographie sind die einfache Vervielfältigung ohne Qualitätsverlust und die Archivierung. Prinzipiell besteht die Möglichkeit, digitale Mammographien mit hochauflösenden Laserdruckern mit einer Pixelgröße von 50 µm auszudrucken. Dies ist jedoch immer mit Informationsverlusten und zusätzlichen Kosten verbunden ⁽⁹⁾.

1.2.2.4. Nachteile der digitalen Mammographie

Nachteile der digitalen Mammographie liegen vor allem in den hohen Anschaffungskosten der Systeme, welche ein mehrfaches eines konventionellen Systems betragen ⁽⁴³⁾. Des Weiteren werden speziell angefertigte Mammographie-Auswertestationen mit hochauflösenden Monitoren benötigt. Diese Auswertestationen sollten in speziell abgedunkelten Räumen untergebracht sein, da es durch zu hohe Umgebungsbeleuchtung zu einem drastischen Informationsverlust in den digitalen Bildern kommen kann ⁽¹⁷⁾. Weitere Einschränkungen ergeben sich aus der bisher erhältlichen maximalen Detektorgröße und der benötigten enormen Speicherkapazität ⁽²⁴⁾. So würde eine Klinik zum Screening von 5000 Frauen eine Datenspeicherkapazität von

mehr als einem Terabyte benötigen. Ein weiterer Punkt ist die um 50 % erhöhte Zeitspanne beim Befunden eines digitalen Bildes im Vergleich zu einer konventionellen Aufnahme ⁽⁸⁾.

1.2.2.5. Raster und Dosis bei der digitalen Mammographie

Das Raster beeinflusst in der konventionellen Mammographie über die Reduktion der Streustrahlung vorwiegend den Kontrast im Bild. Die Kontraste in der digitalen Mammographie lassen sich jedoch über die unterschiedlichen Fenstereinstellungen, beziehungsweise über die digitale Nachbearbeitung der Bilder variieren und somit gegenüber der konventionellen Mammographie deutlich verbessern. Der Einfluss des Rasters bezieht sich somit in der digitalen Mammographie in erster Linie auf das Signal-zu-Rausch-Verhältnis, welches wiederum direkt von der verwendeten Dosis abhängt ⁽²²⁾. Verschiedene Studien legen nahe, dass bei der digitalen Mammographie durch das Entfernen des Rasters eine Dosiseinsparung erreicht werden könnte ^(22,36,95).

1.2.3. Technologien zur digitalen Vollfeldmammographie

1.2.3.1. Digitale Lumineszenzradiographie (DLR)

Dieses in den frühen 80ern entwickelte System war das erste digitale System, das für die Mammographie eingesetzt wurde. Eine Phosphorspeicherfolie ersetzt hierbei das konventionelle Film/Folien System. Die Speicherfolie ist in einer Röntgenkassette, die bei entsprechender Justierung der Belichtungsautomatik mit jedem konventionellen Mammographiesystem eingesetzt werden kann. Bei der Mammographie-aufnahme wird das Muster der absorbierten Röntgenstrahlen im Phosphor gespeichert und anschließend in einer Auswerteeinheit mittels rotem Laser ausgelesen, wodurch blaues Licht im Verhältnis zu der vorher absorbierten Röntgenstrahlung freigesetzt wird. Das emittierte Licht wird dann von einem Photomultipliersystem aufgenommen und das resultierende elektrische Signal digitalisiert. Um die Speicherplatte neu

verwenden zu können wird das Speicherbild anschließend durch weißes Licht gelöscht ^(48,97).

Um die Qualitätsrichtlinien für Mammographie zu erfüllen, müssen neue Speicherfolien mit dickerer Emulsionsschicht und transparenter Trägerschicht verwendet werden, die simultan auf beiden Seiten mit einer Abtastrate von 20 Pixel/mm ausgelesen werden. Die theoretisch erreichbare Ortsauflösung wird dadurch auf 10 lp/mm erhöht und auch die effektive Quantenausnutzung wird angehoben ⁽⁷⁸⁾. Momentan liegt die maximale Auflösung im Bereich von 50 µm (Fuji Medical Systems, France) ⁽⁶⁰⁾.

Vorteile der digitalen Lumineszenzradiographie sind die Möglichkeit der Verwendung in konventionellen Mammographiegeräten mit dementsprechend geringeren Kosten und die Anfertigung von 18 x 24 cm oder 24 x 30 cm großen Mammographieaufnahmen ⁽⁵⁴⁾. Ein deutlicher Nachteil dieses Systems ist der erhöhte Dosisbedarf und das schlechtere Signal-zu-Rausch Verhältnis. ^(9,59)

1.2.3.2. Charge couple device (CCD) Technologie

Hierbei besteht der Detektor aus Phosphor, welcher optisch an CCD-Rezeptoren gekoppelt ist. Am Anfang waren nur kleine Feldgrößen von ca. 5 x 5 cm möglich. Deshalb wird diese Technik primär für digitale Zielaufnahmen bei stereotaktischen Nadelbiopsien verwendet. Der Erfolg bei der digitalen Zielmammographie führte zur Entwicklung von Vollfeldgeräten mittels CCD-Technologie. Hierbei werden mehrere CCD-Einheiten miteinander verbunden ⁽⁴⁸⁾. Am Übergang zwischen den einzelnen Rezeptoren entstehen Zeilen- und Spaltenausfälle in einer Breite von ungefähr 100 µm, diese werden durch Interpolation ausgeglichen und führen nicht zu klinisch relevanten Informationsverlusten.

Das Mammographiegerät der Firma Trex besteht aus einem Mosaik von 12 CCD-Rezeptoren mit einer Auflösung von 41 µm, dieses Gerät wurde allerdings zwischenzeitlich vom Markt genommen. Nachteil dieser Technologie sind hohe Kosten bei relativ schlechtem Signal-zu-Rausch-Verhältnis ⁽⁹⁾.

1.2.3.3. Digitale Mammographie in Scantechnik

Eine linear angeordnete Reihe von CCD-Detektoren wird in einer langsamen Bewegung synchron zum Röntgenstrahl über den abzubildenden Bereich bewegt. Die Röntgenstrahlung wird durch einen Schlitz auf die Breite der Detektorreihe eingeengt, so dass trotz der insgesamt längeren Belichtungszeit die gesamte Brustparenchymdosis nicht höher ist als bei einer normalen Mammographie. In diesen Scansystemen kann auf die Verwendung eines Rasters verzichtet werden, da durch den Scanvorgang Streustrahlung wirkungsvoll vom Detektor abgehalten wird und so Bildkontrast und Signal-zu-Rausch-Verhältnis verbessert werden können. Das auf dieser Technik basierende Mammographiegerät SenoScan (Fischer Imaging Corporation, Denver, CO, USA), welches ebenfalls (nach Aquisition der Firma Fischer Imaging durch Hologic) vom Markt genommen wurde, besteht aus 4 aneinandergereihten CCD-Rezeptoren mit einer Fläche von 21 x 1 cm. Damit erreicht man eine Auflösung von 54 μm in der Standardeinstellung bei einer Mammographiebildgröße von 21 x 29 cm^2 und 4096 x 5624 Pixel ⁽⁵¹⁾. Im hochauflösenden Modus besitzt dieses Gerät sogar ein Auflösungsvermögen von 27 μm bei einer Bildgröße von 11 x 15 cm^2 . Die Speichertiefe beträgt 12 Bits. Das Anodenmaterial besteht aus Wolfram-Rhenium, als Filtermaterial stehen Aluminium, Molybdän und Rhodium zur Verfügung. Ein Nachteil des Systems ist die relativ lange Belichtungszeit von 3 - 6 s, die neben einer Verlängerung der Kompressionszeit der Brust auch zu einer deutlich erhöhten Röhrenbelastung führt. Vermehrte Bewegungsartefakte sind jedoch nicht zu erwarten, da die Aufnahmezeit für jeden einzelnen belichteten Detektorstreifen bei 200 ms liegt ^(9,13,24,82).

Weitere Nachteile sind die Größe der Bilder (46 MByte pro Bild) ⁽²⁷⁾ und die sehr aufwendige Technik zur mechanischen Synchronisation der schlitzförmigen Röntgenstrahlfächer zu der Detektorreihe, um Unschärfe und Bildartefakte zu vermeiden ⁽⁶⁰⁾.

1.2.3.4. Auf Caesium-Jodid (CsI) basierende Technologie

Grundlage dieser Detektoren ist eine Halbleiterschicht aus amorphem Silizium, die als Sensormatrix auf einem Glasträger aufgedampft ist. Jedes einzelne Matrixelement ist mit Dünnschicht-Dioden bzw. -Transistoren versehen, die es erlauben, ein durch Strahlung auf den Detektor erzeugtes Ladungsrelief pixelweise auszulesen. Dazu liegt über den Siliziumelementen eine Szintillatorschicht aus CsI:TI (Thallium-aktiviertes Caesium Jodid). In dieser Schicht werden die Röntgenquanten in sichtbares Licht umgewandelt. Anschließend wird die Ladung der einzelnen Photodioden ausgelesen und einem Analog-Digital-Wandler zugeführt. Die nadelförmige Struktur der Caesiumjodidkristalle fokussiert die Lichtquanten auf die Detektorelemente, so dass Streuverluste weitgehend vermieden werden. Die räumliche Auflösung liegt bei 100 µm für ein 19 x 23 cm² Feld ^(60,78).

1.2.3.5. Siliziumdioxid Detektor

Das Mammographiesystem MicroDose (Sectra, Imtec, Linköping, Schweden) nutzt einen Siliziumdioxid Detektor um Röntgenstrahlen direkt in digitale Daten zu verwandeln, ohne sie vorher in sichtbares Licht umzusetzen. Der Hersteller verspricht so eine verbesserte DQE zu erreichen, bei gleichzeitiger Doseinsparung von bis zu 80 % gegenüber der konventionellen Aufnahmetechnik ^(44,48). Fischmann und Steidle wiesen bei gleicher Dosis eine signifikante Verbesserung der Bildqualität gegenüber einem CsI-System nach, allerdings konnte das Siliziumdioxid-System nicht die maximale Bildqualität des CsI-Systems erreichen ⁽³¹⁾.

1.2.3.6. Auf amorphem Selen (aSe) basierende Technologie

Alle Systeme, welche nicht auf Siliziumdioxid oder amorphem Selen basieren, benötigen viele Umwandlungsprozesse um ein digitales Bild zu erzeugen und werden daher zu den „indirekten“ Verfahren gerechnet. Röntgenquanten werden in sichtbares Licht umgewandelt, das wiederum in elektrische Energie umgesetzt wird und erst dann digitalisiert werden kann. Viele

Umwandlungsprozesse bergen aber das Risiko von Informationsverlusten, Rauschen und auch Unschärfe. Systeme, die diese Umwandlungsprozesse vermeiden, werden daher als „direkt“ bezeichnet.

Der Gebrauch von amorphem Selen oder Siliziumdioxid erlaubt die Energie der Röntgenquanten direkt in elektrische Ladung umzuwandeln. Dies führt theoretisch zu einer verbesserten DQE. Detektoren auf Basis von Selen bestehen aus einer 250 µm dünnen Schicht amorphen Selens auf einer Pixelmatrix aus Elektroden zur Ladungsaufnahme, Speicherkondensatoren und Feldeffekttransistoren. Eine Spannung von 2,5 kV wird an die Oberfläche des Selens angelegt. Wenn Röntgenphotonen auf die Oberfläche des Selens treffen, werden Elektronen freigesetzt. Dies führt zu einer partiellen Entladung des einheitlichen Oberflächenladungsmusters. Der Grad der Entladung entspricht der lokalen Röntgenexposition, was zu einem „verborgenen“ Bild führt, das im Kondensator gespeichert wird. Durch Ansteuern des entsprechenden Transistors erfolgt dann die Weiterleitung an einen Analog-/Digital-Wandler ^(14,28,48,67,86,99,100,101).

Mit dieser Technik arbeiten unter anderem der Mammomat Novation DR (Siemens, Erlangen, Deutschland), das Instrumentarium Diamond (General Electric / Instrumentarium Imaging, Tuusula, Finnland) und das bereits von der FDA zugelassene Lorad Selenia (Hologic Inc, Bedford, USA). Die momentan maximale Ortsauflösung liegt je nach System zwischen 70 µm und 85 µm ^(55,60).

1.3. Problematik

Bisher existieren nur wenige Studien, welche die Bildqualität der einzelnen Systeme miteinander vergleichen ^(28,56,57,73,77,78). Insbesondere neue Systeme werden häufig lediglich mit der konventionellen FSM verglichen, bevor sie auf den Markt gebracht werden. Andererseits sind die physikalischen Parameter wie zum Beispiel die DQE und MTF stark von der Messmethodik abhängig und damit ebenfalls nicht direkt vergleichbar. Damit bleibt häufig unklar ob sich die theoretisch erzielbaren Unterschiede in der Bildqualität, welche anhand der

physikalischen Messungen gefunden werden, auch in der Praxis reproduzieren lassen, bzw. welchen Einfluss diese auf die effektive Bildqualität haben.

1.4. Ziel der Arbeit

Das Ziel der Arbeit besteht in dem Vergleich eines neuen digitalen Vollfeld-mammographiesystems mit einem bereits von der FDA zugelassenem FFDM-Gerät und dem Nachweis der Überlegenheit gegenüber konventionellen Mammographieaufnahmen. Darüber hinaus werden Daten zur Nutzung verschiedener Anoden-Filterkombinationen erhoben. Des Weiteren wird die Notwendigkeit des Einsatzes eines Rasters bei digitalen Aufnahmen untersucht. Schließlich soll eine Aussage zum Dosisersparungspotential im Hinblick auf die einzelnen Anoden-Filterkombinationsmöglichkeiten und der Verwendung eines Rasters getroffen werden.

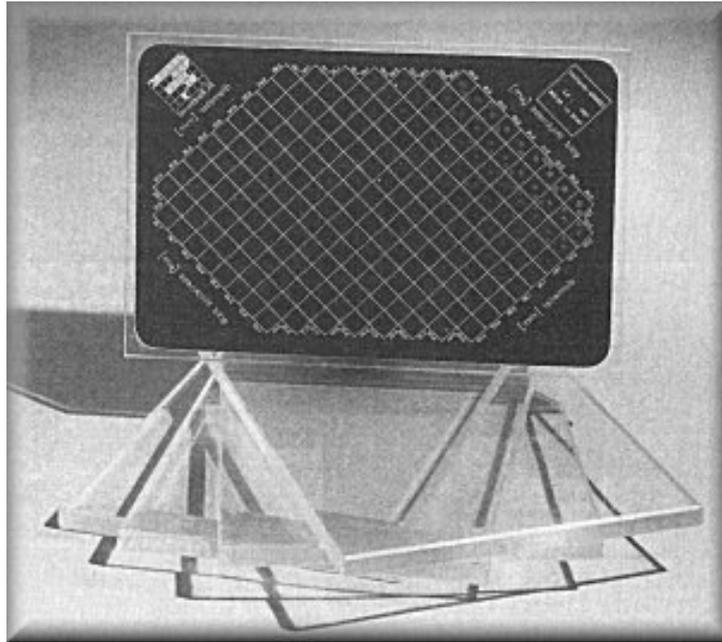


Abbildung 2: Foto eines CDMAM 3.4 Phantoms mit 4 je 10 mm dicken Plexiglasplatten
(Mit freundlicher Genehmigung Artinis Medical Systems, Zetten, Niederlande)

2.1.1. Die Matrize mit Goldplättchen

Auf einer 0,5 mm dicken Aluminiumschicht sind Goldplättchen befestigt, welche auf einer Matrize in jeweils 16 Reihen und Spalten angeordnet sind, so dass insgesamt 256 Felder entstehen. Dabei ist die Matrize um 45° gedreht, um den "Heel-effect" zu minimieren. Jeweils in einer Zeile sind die Goldplättchendurchmesser konstant, die Dicke nimmt exponentiell von 0,03 auf 2,0 μm zu, in Schritten von 25 und 33 %. Die Schritte sind im Bereich der dicken Plättchen aufgrund der Natur des Kontrastdetails von Röntgenstrahlsystemen, am größten gewählt ⁽⁷⁵⁾.

In den einzelnen Spalten bleibt die Dicke der Plättchen konstant, während der Durchmesser exponentiell ansteigt von 0,06 mm auf 2,0 mm. In jedem Feld sind zwei Goldplättchen in der Mitte und in einer willkürlich gewählten Ecke angeordnet. So kann die Richtigkeit der Detektion überprüft werden. Einfach zu merkende Muster wurden bewusst vermieden. Das Phantom wurde so entwickelt, dass etwa die Hälfte der Plättchen von einem erfahrenen Beobachter gesehen wird, wenn der neueste Stand der Mammographietechnik genutzt wird ^(11,12).

2.1.2. Der Plexiglasüberzug

Der Überzug besteht aus einer 5 mm dicken Plexiglasplatte, in die eine 2 mm starke Vertiefung eingefräst wurde, um die Aluminiumplatte mit den Goldplättchen aufzunehmen. Unter normalen Mammographiebedingungen (Molybdän als Anoden- und Filtermaterial bei 28 kV) besitzen die Unterlage und der Plexiglasüberzug zusammen eine äquivalente Dicke von 10 mm Plexiglas. Zwischen dem Plexiglasüberzug und der Aluminiumunterlage wurde ein Seidensiebdruck mit Röntgenkontrastfarbe eingefügt, welcher ein Gitternetz, die Dicke und den Durchmesser der einzelnen Goldplättchen zeigt. Infolgedessen zeigt das Röntgenbild Quadrate, die in jeweils 16 Reihen und Spalten angeordnet sind. In den einzelnen Zeilen sind die Plättchendurchmesser angegeben, in den Spalten die entsprechende Dicke der Plättchen ⁽¹²⁾.

2.1.3. Die Plexiglasplatten

Das CDMAM-Phantom wird mit 4 Plexiglasplatten geliefert, um verschiedene Brustdicken zu simulieren. Jede Platte ist 10 mm dick und in einer Ecke mit Röntgenkontrastfarbe markiert, um im Röntgenbild die Anzahl der verwendeten Platten erkennen zu können ⁽¹²⁾.

2.1.4. Auswertung

Jedes Phantombild wurde von drei Untersuchern an Monitoren einer dezidierten Mammographie-Auswertestation (Senographe RWS Workstation, GE Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) ausgewertet, indem die Lokalisation der in der Ecke liegenden Goldplättchen bestimmt und auf einem Auswertungsbogen („Score form CDMAM-phantom“, s. Anhang) übertragen wurde. Dabei sollten in jeder Reihe und Spalte mindestens drei Goldplättchen übertragen werden. Die Richtigkeit der erkannten Goldplättchen wurde dann mittels eines Lösungsbogens („Evaluation form CDMAM-phantom“, s. Anhang) ermittelt.

2.2. Das Cäsium-Iodid-Szintillator-System (Csl-System)

Das Csl-System (GE Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) ist ein digitales Vollfeld-Mammographie-System. Das Gerät besitzt eine Doppelfokus-Bimetallanode aus Molybdän und Rhodium. Die nominelle Brennfleckgröße beträgt 0,3 mm für Übersichtsaufnahmen und 0,1 mm für 1,8fach vergrößerte Zielaufnahmen. Es stehen alternativ zwei Filter aus 0,03 mm Molybdän und 0,025 mm Rhodium zur Verfügung. Für Übersichtsaufnahmen besitzt das Gerät ein Raster. Das Csl-System arbeitet mit einem großflächigen Festkörperdetektor. Als Szintillatormaterial dient Caesium-Jodid, das die Röntgenquanten in sichtbares Licht umwandelt. Eine Halbleiterschicht aus amorphem Silizium dient als Sensormatrix. Die Matrix besteht aus 1920 x 2304 Pixel, die Pixelgröße beträgt 100 µm. Daraus resultiert eine aktive Fläche von 19,2 x 23 cm und eine maximale Ortsauflösung von 5 lp/mm bei Übersichtsbildern bzw. von 8 lp/mm bei Vergrößerungsaufnahmen ^(41,58).

Der Detektor hat in Studien günstige räumliche Ergebnisse und effektive Quantenausnutzung (DQE) gezeigt. Im niedrigen und mittleren Frequenzbereich, in denen die meisten klinisch relevanten Informationen liegen, war die DQE nahezu doppelt so hoch wie die von konventionellen Film/Foliensystemen ⁽⁹⁴⁾.

Die effektive Quantenausnutzung beträgt 55 % bei 0 lp/mm und 28 kV Mo/Mo. Der Dynamikbereich, d.h. der Dosisbereich, der von dem Detektor ohne Unter- oder Übersteuerung in digitale Daten umgesetzt werden kann, liegt bei mehr als 10 000 : 1. Die Speichertiefe beträgt 14 Bit und ermöglicht somit eine Darstellung von über 16 000 Graustufen ⁽⁶⁶⁾. Die einzelnen Bilder sind 8,85 MBytes groß, so dass man bei einer kompletten Untersuchung, bestehend aus 2 MLO- und 2 CC-Aufnahmen, auf 35 MBytes pro Patientin kommt ⁽²⁷⁾.

2.3. Das konventionelle Mammographiegerät

Das konventionelle Mammographiegerät (GE Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) besitzt ebenfalls eine Doppelfokus-Bimetallanode aus Molybdän und Rhodium. Die nominelle Brennfleckgröße beträgt 0,3 mm für Übersichts-

aufnahmen und 0,1 mm für 1,8fach vergrößerte Zielaufnahmen. Es stehen alternativ 2 Filter aus 0,03 mm Molybdän und 0,025 mm Rhodium zur Verfügung. Für Übersichtsaufnahmen besitzt das Gerät einen Raster ⁽⁴¹⁾. Hier wurde das Kodak Min-R 2 Film-Folien-System (Kodak, Rochester, NY) verwendet. Die Entwicklung erfolgte mittels Kodak Xomat M35 Entwickler mit RP Xomat Chemikalien bei 33,5 °C.

2.4. Das aSe-System

Das aSe-System (Instrumentarium Imaging, Tuusula, Finnland) basiert auf einem konventionellen Röntgengerät. Es besitzt eine Anode aus Molybdän und Filter sowohl aus Molybdän als auch aus Rhodium. Der Detektor besteht aus amorphem Selen mit einer Bildmatrix aus amorphem Silizium (Anrad Corporation, Saint-Laurent, Canada). Die effektive Detektorgröße beträgt 2816 x 2016 Pixel bei einer Bildgröße von 17,4 x 23,9 cm², mit einer Pixelgröße von 85 µm und einer Speichertiefe von 13 Bit. Der Detektor hat eine maximale Ortsauflösungsfrequenz von 5,9 lp/mm. Die Größe eines Bildes beträgt 29,4 MByte, dies entspricht bei einer vollständigen Untersuchung insgesamt 117 MByte ⁽³⁰⁾.

2.5. Befundungsmonitor

Alle digitalen Mammographiebilder wurden an einer dezidierten Mammographie-Auswertestation (Senographe RWS Workstation, GE Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) ausgewertet mit zwei hochauflösenden Befundungs-Monitoren, welche jeweils 2000 x 2500 Bildpunkten besitzen. Die Monitore befanden sich in einem abgedunkelten Raum.

2.6. Versuchsanordnung

Um die verschiedenen Geräte untereinander vergleichen zu können wurden mit Hilfe des CDMAM-Phantoms 3.4 mit beiden digitalen Systemen und dem konventionellen Mammographiegerät Phantomaufnahmen durchgeführt. Dabei

wurde die Anodenspannung auf 28 kVp festgelegt und das Zeit-Stromprodukt von 16, 32, 40, 50, 63, 80, 100 bis 125 mAs variiert.

Bei dem Csl-System wurden dabei jeweils eine Serie mit Molybdän als Anoden- und Filtermaterial (Mo/Mo), eine Serie mit Molybdän als Anodenmaterial und Rhodium als Filtermaterial (Mo/Rh) und schließlich eine Serie mit Rhodium als Anodenmaterial und Rhodium als Filtermaterial (Rh/Rh) durchgeführt. Bei dem aSe-System wurden Aufnahmen mit Molybdän als Anoden- und Filtermaterial und mit Molybdän als Anodenmaterial und Rhodium als Filtermaterial aufgenommen. Bei dem konventionellen Mammographiegerät wurde nur Molybdän als Anoden- und Filtermaterial verwendet, da der Film bei anderen Anoden-Filterkombinationen stark überbelichtet wird und dann nicht mehr beurteilbar ist.

Um verschiedene Brustdicken simulieren zu können wurden einmal zwei, das andere Mal vier 10 mm dicke Plexiglasplatten als Streukörper verwendet, so dass man effektiv eine Phantomdicke von 3 und 5 cm erhielt. Dies entspricht einer Brustdicke von 3,2 bzw. 6 cm ⁽²⁾. Dabei wurden alle Bilder sowohl mit Raster als auch ohne Raster aufgenommen. Dabei ist zu beachten, dass bei dem Csl-System das Streustrahlenraster in einem Einschub oberhalb des Detektors angebracht ist, welcher komplett entfernt werden muss, wodurch es zu leichten Veränderungen der geometrischen Verhältnisse kommt. Im Vergleich dazu kann beim aSe-System das Raster ohne Veränderung der geometrischen Verhältnisse entfernt werden.

Die Aufnahmen wurden von drei Untersuchern unabhängig voneinander ausgewertet. Anhand der jeweils korrekt gesehenen Goldplättchen wurde die Detektionsrate (COR) und die so genannte image quality figure (IQF) berechnet. Die Detektionsrate beschreibt dabei die Anzahl der richtig erkannten Felder geteilt durch die Anzahl aller Felder, daraus resultiert ein Prozentwert.

Eine bessere Beurteilungsmethode ist die image quality figure.

Sie wird nach folgender Formel berechnet:

$$IQF = \frac{n}{\sum_{i=1}^n C_i \times D_{i,\min}}$$

mit C_i als Größe und D_i als Durchmesser des kleinsten sichtbaren Goldplättchens in jeder Spalte, während n die Anzahl der sichtbaren Spalten mit sichtbaren Zellen ist ⁽⁹¹⁾. Bei dieser Methode bedeutet ein höheres IQF eine bessere Kontrast-Detail-Auflösung.

Im Verlauf der Versuchsreihe fiel der Detektor des aSe-Systems aufgrund eines technischen Defektes aus, woraufhin mit einem neuen Detektor die komplette aSe-System-Versuchsreihe nochmals aufgenommen wurde. Mit dem neuen Detektor ergaben sich deutlich bessere Ergebnisse. Die Ergebnisse mit dem „alten“ Detektor sind im Ergebnisteil dementsprechend gekennzeichnet.

2.7. Statistische Datenverarbeitung

Die statistische Auswertung erfolgte mit Beratung von Frau Dr. T. Herberts vom Institut für medizinische Biometrie der Universität Tübingen. Um die drei Mammographiegeräte zu vergleichen, wurde bei überprüfter Normverteilung, der Student's-t-Test angewendet. Die beiden digitalen Mammographiesysteme bei den Anoden-Filterkombinationen Mo/Rh und Rh/Rh wurden mit der statistischen Methode One Way Analysis of Variance verglichen und ausgewertet.

Wahrscheinlichkeitswerte (p) kleiner als 0,05 wurden als statistisch signifikant angesehen. Höhere Signifikanzniveaus wurden nicht gesondert angegeben.

3. Ergebnisse

3.1. Bildqualitäts-Index (IQF)

3.1.1. Molybdän als Anoden- und Filtermaterial

In der Versuchsanordnung mit Molybdän sowohl als Filter als auch als Anodenmaterial mit Raster und 3 cm PMMA, zur Simulation dünner Mammae, erreichte das aSe-System IQF-Werte von 11,1 bis 25,1, das CsI-System Werte zwischen 10,6 und 22,4. Das konventionelle Mammographiegerät erzielte im Bereich von 16 und 32 mAs vergleichbare Ergebnisse mit 10,9 und 13,7, fiel nach diesem Höchstwert aber im Verlauf bis auf 2,9 bei 125 mAs ab. Ursächlich hierfür ist die zunehmende Überbelichtung des Films. Nach Entfernung des Rasters betrugen die IQF-Werte mit dem aSe-System 13,7 bis 24,1, die Werte mit der CsI-Einheit 14,9 bis 26,5. Es wurden keine Bilder ohne Raster mit der Film-Folien-Mammographie angefertigt. Diagramm 1 verdeutlicht die IQF-Ergebnisse in Bezug zum verwendeten Zeit-Stromprodukt.

Bei der Verwendung des CDMAM-Phantoms mit 5 cm PMMA und einem Raster, sank die IQF bei dem aSe-System auf 5,4 und 14,7, bei der CsI-Einheit auf 5,6 bis 13,6. Im konventionellen Mammogramm waren bei 16 mAs keine Goldplättchen sichtbar, die IQF-Werte von 32 mAs bis 125 mAs lagen im Bereich von 4,0 bis 11,3. Ohne Raster ergaben sich für das aSe-System IQF-Werte von 5,3 bis 14,4, mit der CsI-Einheit 5,4 bis 13,6. Auch hier wurden keine konventionellen Aufnahmen ohne Raster angefertigt. Diagramm 2 zeigt die erhobenen Resultate des Bildqualität-Indexes in Bezug zum jeweiligen Zeit-Stromprodukt.

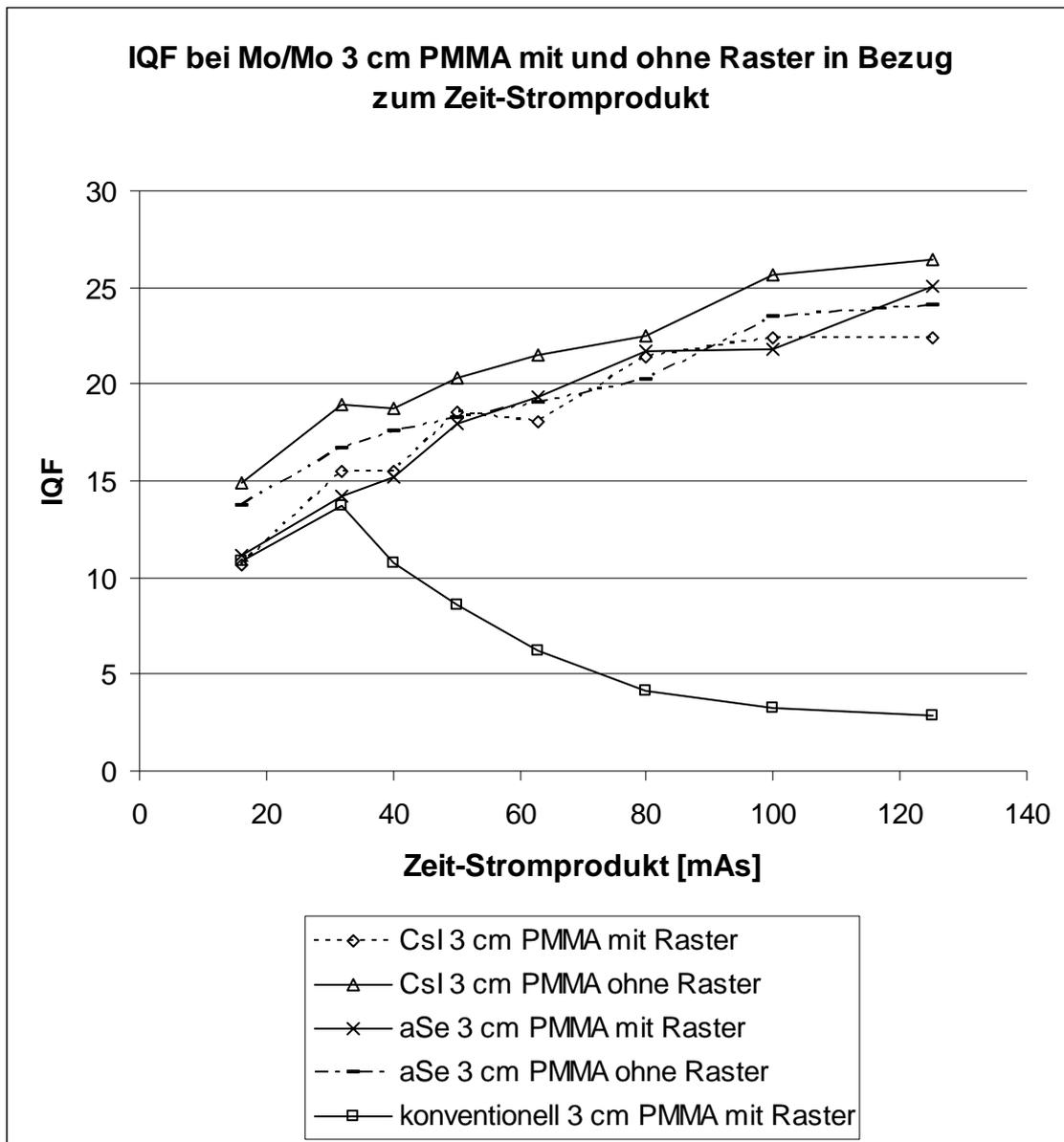


Diagramm 1: IQF-Werte der einzelnen Mammographieeinheiten bei Mo/Mo, 3 cm PMMA, mit und ohne Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

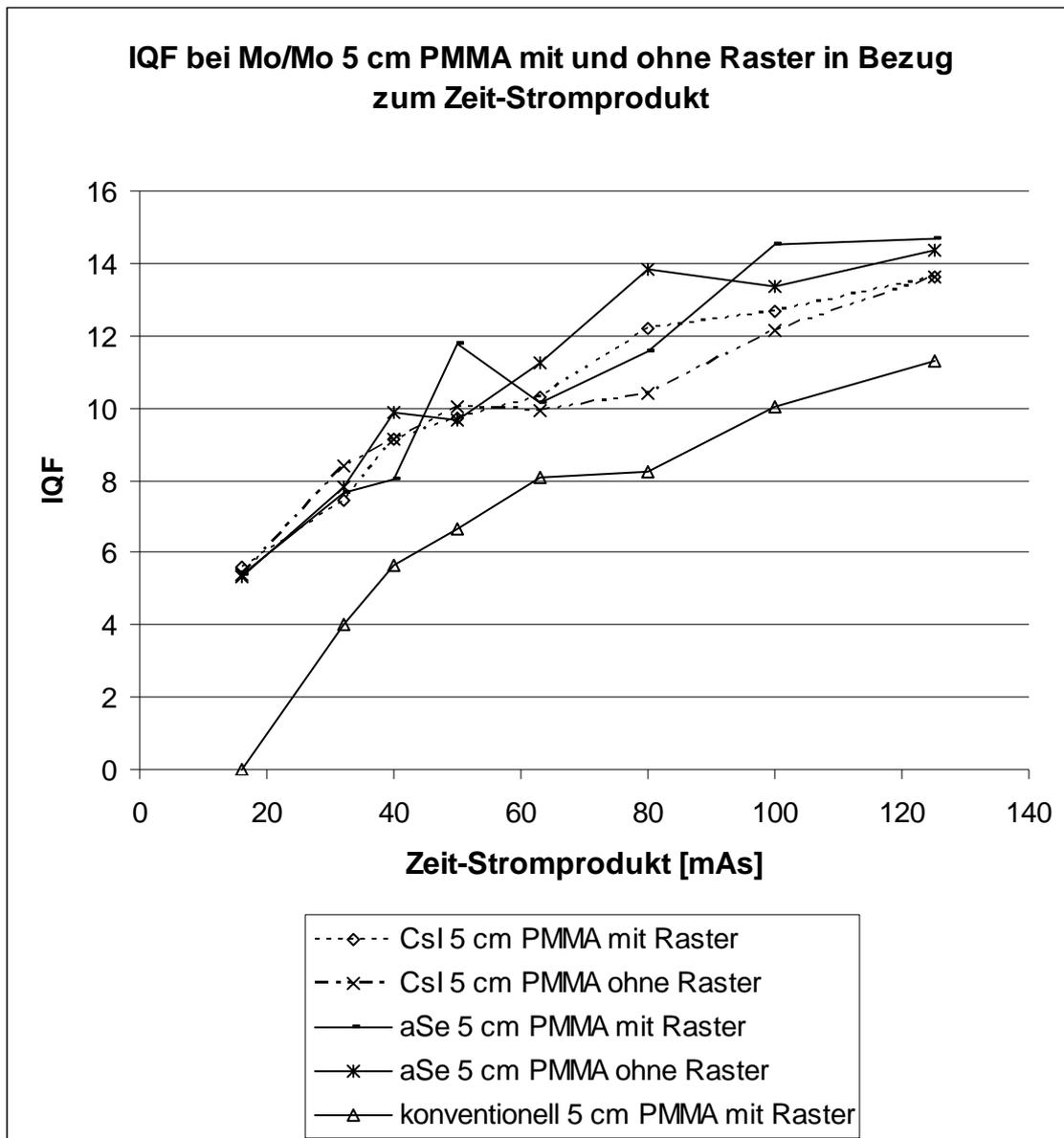


Diagramm 2: IQF-Werte der einzelnen Mammographieeinheiten bei Mo/Mo, 5 cm PMMA, mit und ohne Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

3.1.2. Molybdän als Anodenmaterial und Rhodium als Filtermaterial

Bei dem Versuchsaufbau mit Molybdän als Anodenmaterial und Rhodium als Filtermaterial in Kombination mit einem Raster und 3 cm dickem CDMAM-Phantom kam das aSe-System auf IQF-Werte zwischen 12,2 und 23,3, die Csl-Einheit auf Werte von 11,1 bis 23,3. Da das konventionelle Mammographiegerät bei dieser Versuchsanordnung überbelichtet, gibt es hierzu keine

Vergleichsdaten. Nach Entfernung des Rasters kam das aSe-System auf IQF-Werte von 13,6 bis 24,3, die CsI-Einheit von 14,2 bis 24,3.

In Diagramm 3 sind die IQF-Ergebnisse für diese Versuchsanordnung zusammengefasst.

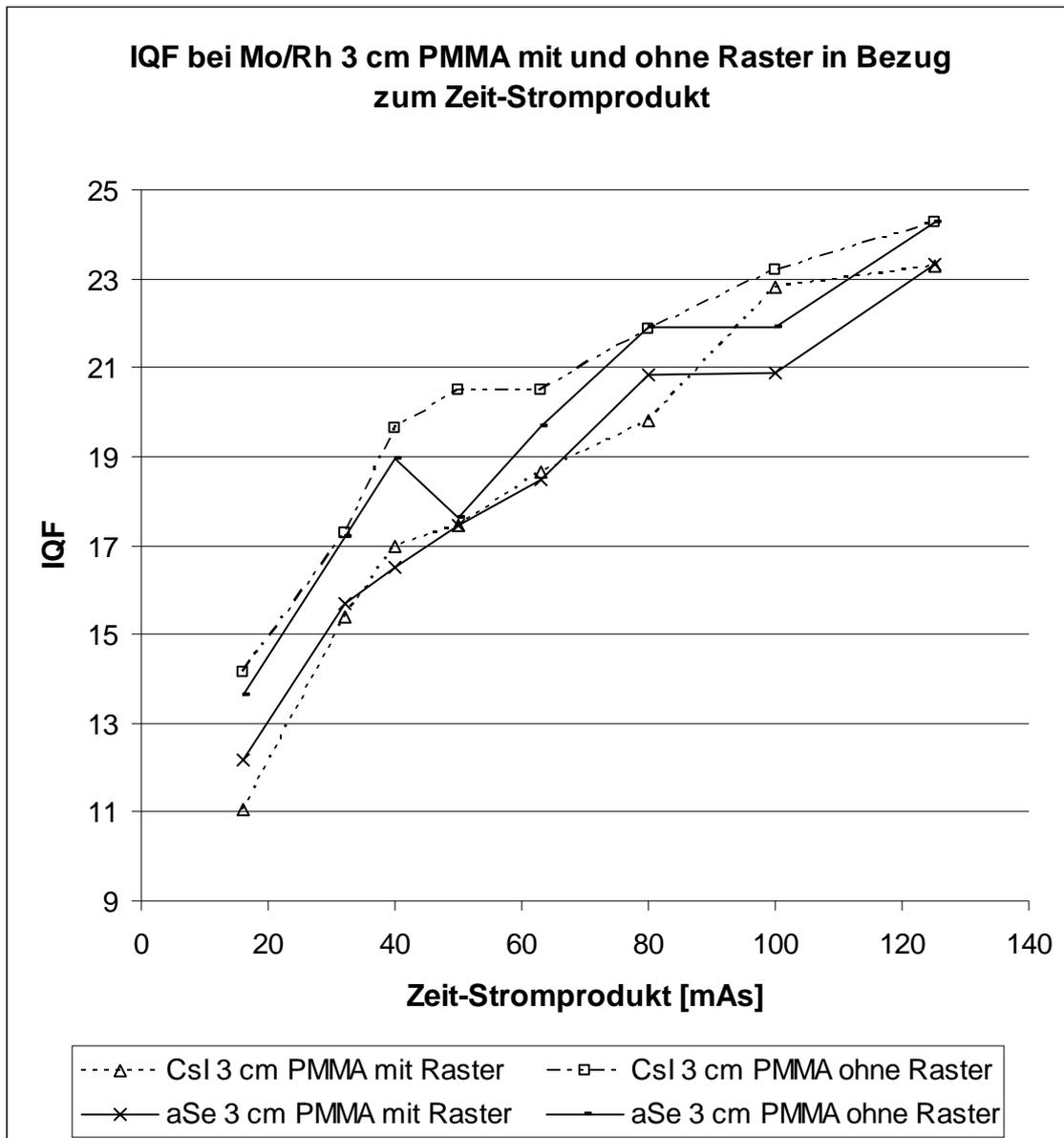


Diagramm 3: IQF-Werte der digitalen Mammographieeinheiten bei Mo/Rh, 3 cm PMMA, mit und ohne Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

Bei gleichem Anoden- und Filtermaterial, mit Raster und 5 cm dickem CDMAM-Phantom betragen die IQF-Werte bei dem aSe-System nur noch 6,0 bis 13,8 und 4,8 bis 14,7 bei der CsI-Einheit. Ohne das Raster hatte das aSe-System

IQF-Werte von 5,1 bis 13,9, das CsI-System lag im Bereich von 5,3 bis 13,9. Eine Übersicht der Resultate vermittelt Diagramm 4.

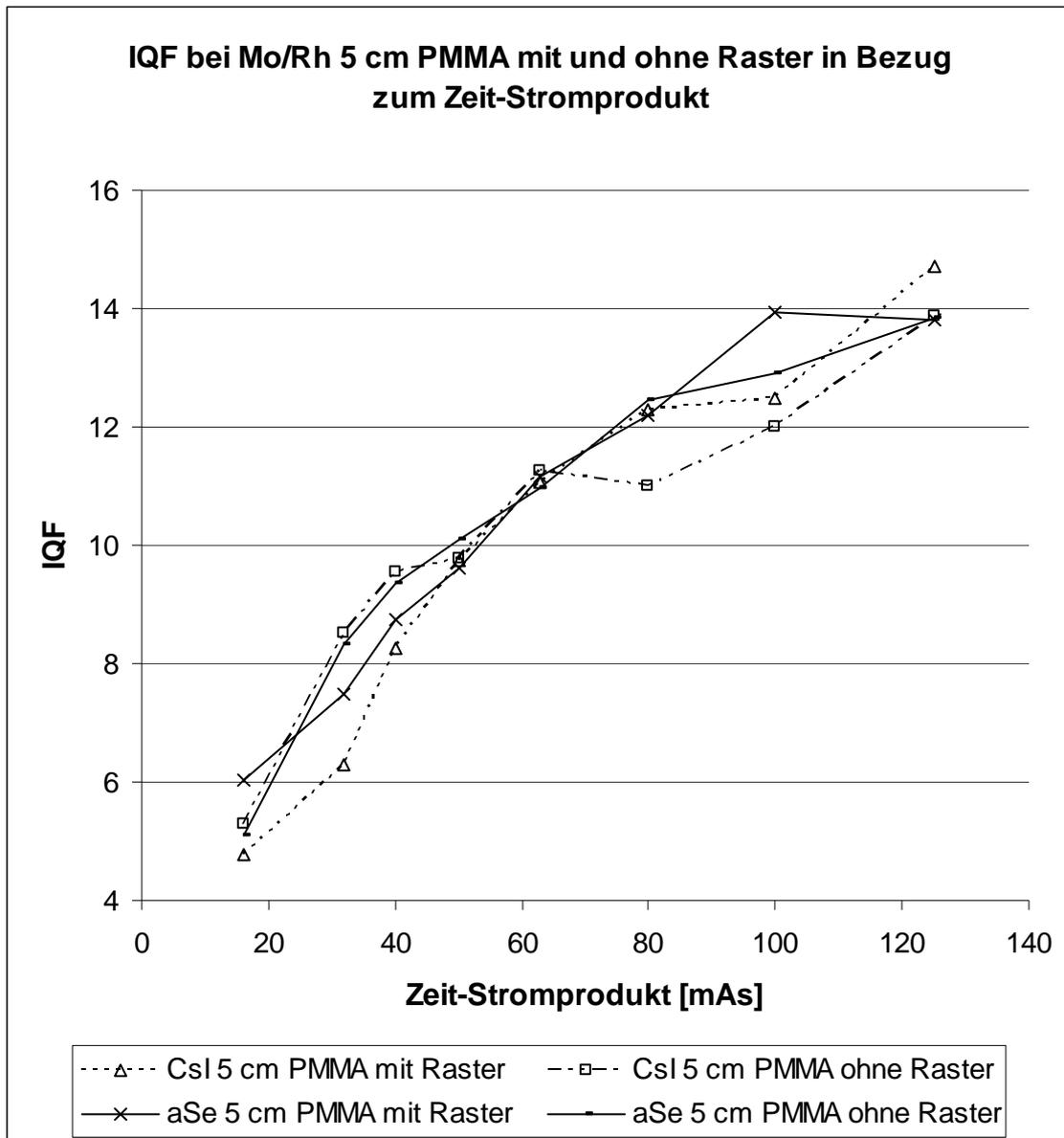


Diagramm 4: IQF-Werte der digitalen Mammographieeinheiten bei Mo/Rh, 5 cm PMMA, mit und ohne Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

3.1.3. Rhodium als Anoden- und Filtermaterial

Das CsI-System besitzt als einziges der drei Mammographiesysteme die Möglichkeit Rhodium als Anoden- und Filtermaterial zu verwenden. Bei 3 cm dickem PMMA und Nutzung eines Rasters lagen die IQF-Werte im Bereich von

12,7 bis 21,9. In den rasterlosen Aufnahmen stiegen die Werte auf 13,7 bis 23,2. Bei Verwendung des 5 cm dicken CDMAM-Phantoms mit Raster lagen die IQF-Werte zwischen 7,7 und 18,0. Nach Entfernung des Rasters sanken sie auf 6,4 bis 15,0.

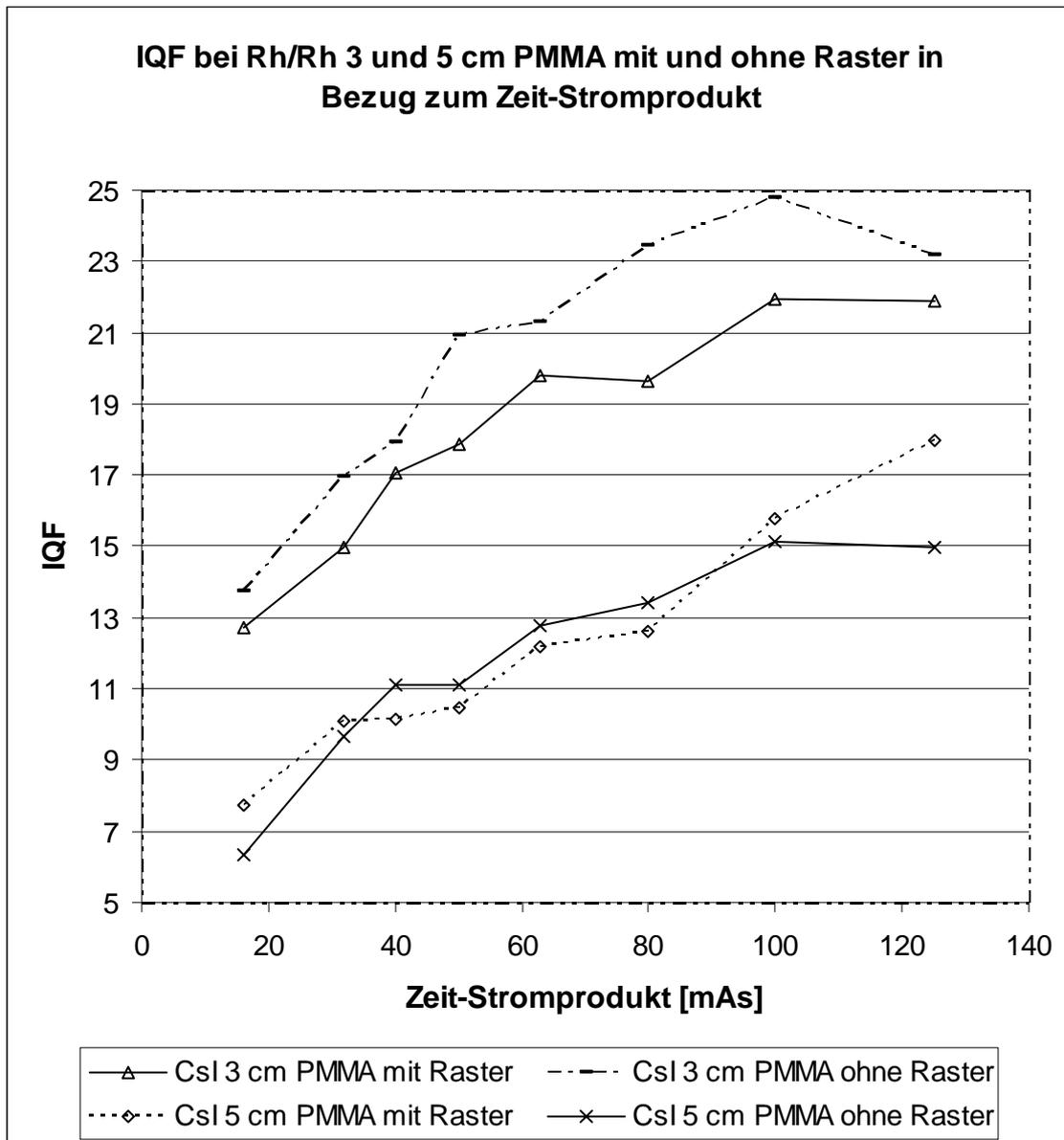


Diagramm 5: IQF-Werte der digitalen Mammographieeinheiten bei Rh/Rh, 3 und 5 cm PMMA, mit und ohne Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

Diagramm 5 fasst die kompletten IQF-Ergebnisse der CsI-Einheit bei Verwendung von Rhodium als Anoden- und Filtermaterial zusammen.

3.2. Detektionsrate (COR)

3.2.1. Molybdän als Anoden- und Filtermaterial

Die Detektionsrate des aSe-Systems im Versuchsaufbau mit Molybdän als Anoden- und Filtermaterial, unter Verwendung eines Rasters und 3 cm dickem Phantom lag zwischen 50,2 und 81,8 %, bei der Csi-Einheit zwischen 48,6 und 78,8 %. Analog zu den IQF-Werten wurden auch hier im konventionellen Mammographiesystem gute Werte bei 16 und 32 mAs (49,3 und 57,3 %) erreicht, welche dann bis auf 15,5 % bei 125 mAs absanken.

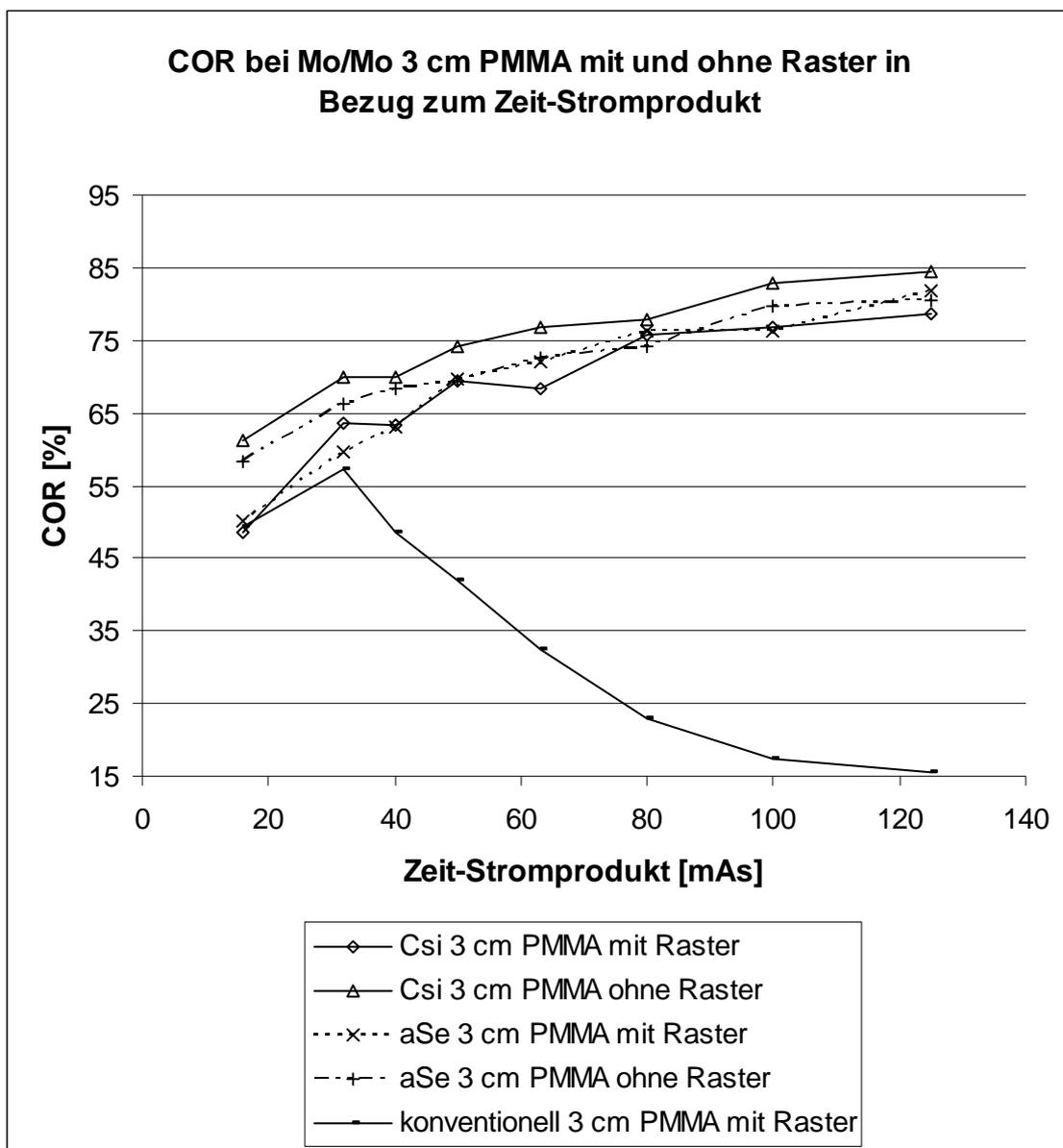


Diagramm 6: COR-Werte der digitalen Mammographieeinheiten bei Mo/Mo, 3 cm PMMA, mit und ohne Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

Bei der Auswertung der rasterlosen Bilder kam das aSe-System auf Werte von 58,3 bis 80,5 %, die CsI-Einheit auf Werte von 61,2 bis 84,4 %. In der konventionellen Aufnahmetechnik existieren keine rasterlosen Bilder aufgrund der starken Überbelichtung. Die Ergebnisse dieser Versuchsanordnung zeigt Diagramm 6 in der Übersicht.

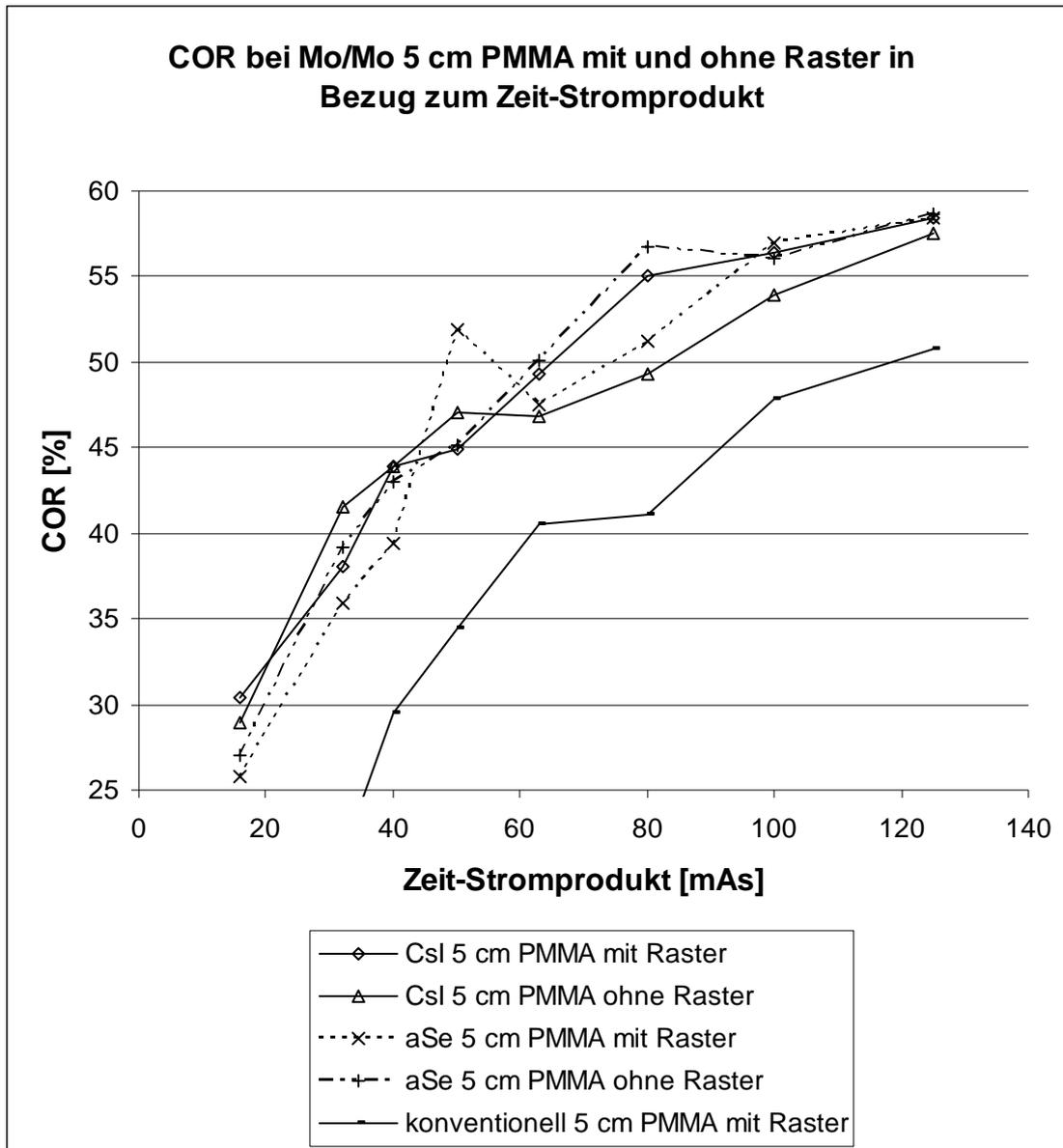


Diagramm 7: COR-Werte der digitalen Mammographieeinheiten bei Mo/Mo, 5 cm PMMA, mit und ohne Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

Bei der Simulation dicker Mammae mittels 5 cm CDMAM-Phantom erreichte das aSe-System mit Verwendung eines Rasters 25,8 bis 58,5 %, die CsI-

Einheit 30,4 bis 58,5 %. Die Filmaufnahmen kamen bei 32 mAs auf 21,3 % und stiegen bis auf 50,7 % bei 125 mAs. Bei 16 mAs waren keine Goldplättchen zu erkennen. Ohne Raster lag die Detektionsrate zwischen 27,1 und 58,6 % beim aSe-System, beim CsI-System zwischen 29 und 57,5 %. In dieser Versuchsanordnung wurden mit dem konventionellen Mammographiesystem keine rasterlosen Aufnahmen angefertigt, da diese zu stark überbelichtet wären. In Diagramm 7 sieht man den Vergleich der Detektionsraten in Bezug zum Zeit-Stromprodukt.

3.2.2. Molybdän als Anodenmaterial und Rhodium als Filtermaterial

Unter Verwendung von Molybdän als Anodenmaterial und Rhodium als Filtermaterial lag die Detektionsrate des aSe-Systems zwischen 52,5 und 78,4 % mit 3 cm PMMA und Nutzung eines Rasters, die CsI-Einheit erreichte COR-Werte von 50,1 und 78,3 %.

Nach Entfernung des Rasters stiegen die Werte des aSe-Systems leicht auf 58,5 bis 80,7 % und auf 58,3 bis 82,6 % für die CsI-Einheit. Die Detektionsraten in Bezug zum Zeit-Stromprodukt sind in Diagramm 8 dargestellt.

Mit 5 cm dickem CDMAM-Phantom und Verwendung eines Rasters erzielte das aSe-System Resultate von 31,1 bis 58,5 %, wobei der höchste Wert bei 100 mAs erreicht wurde, während der Wert bei 125 mAs mit 57,3 % etwas niedriger lag. Die CsI-Einheit kam auf 58,3 bis 82,6 %.

Bei den Aufnahmen ohne Raster lag das aSe-System bei 27,5 bis 58,0 %, die CsI-Einheit zwischen 28,5 und 58,6 %. Diagramm 9 veranschaulicht diese Ergebnisse graphisch.

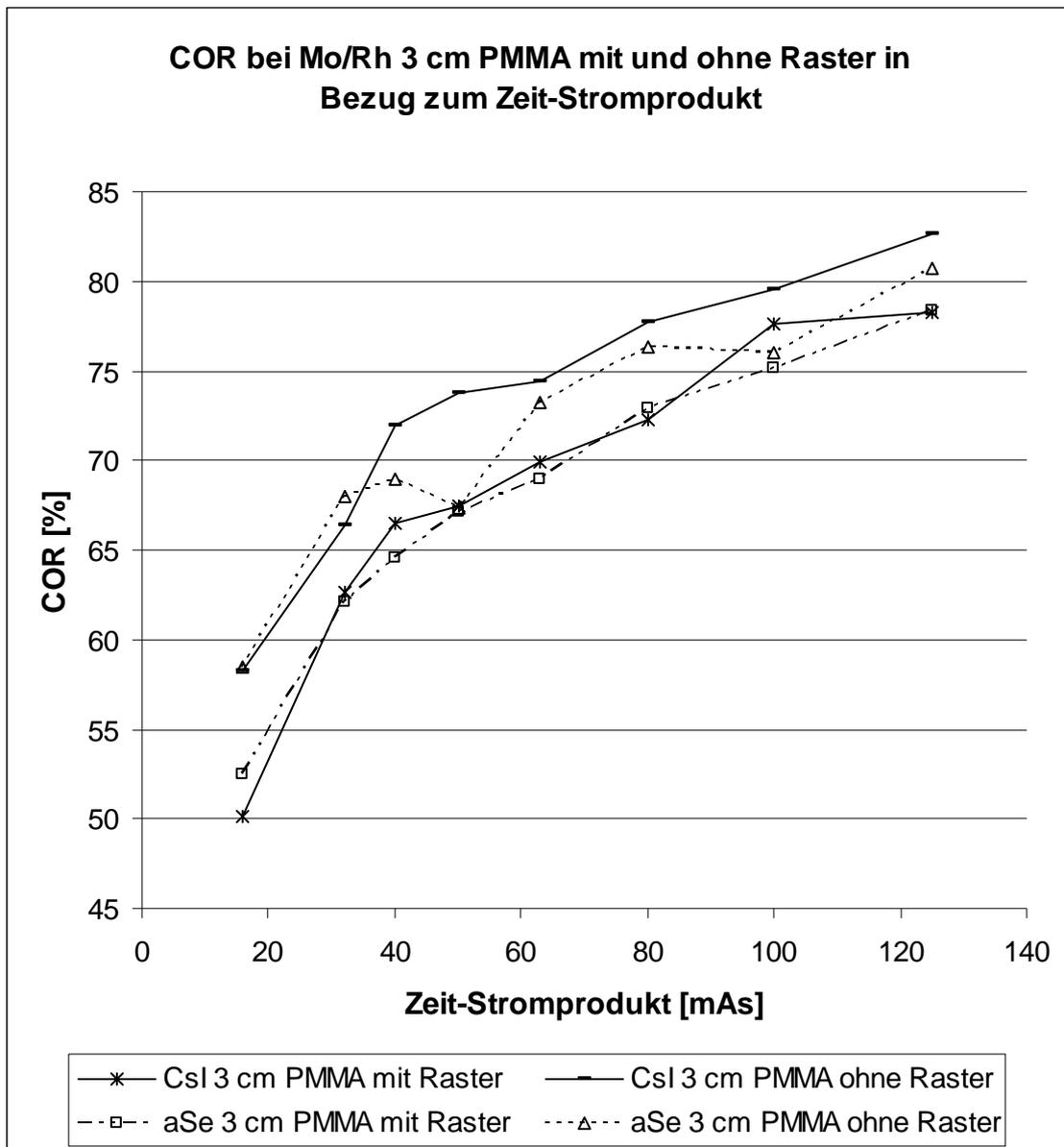


Diagramm 8: COR-Werte der digitalen Mammographieeinheiten bei Mo/Rh, 3 cm PMMA, mit und ohne Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

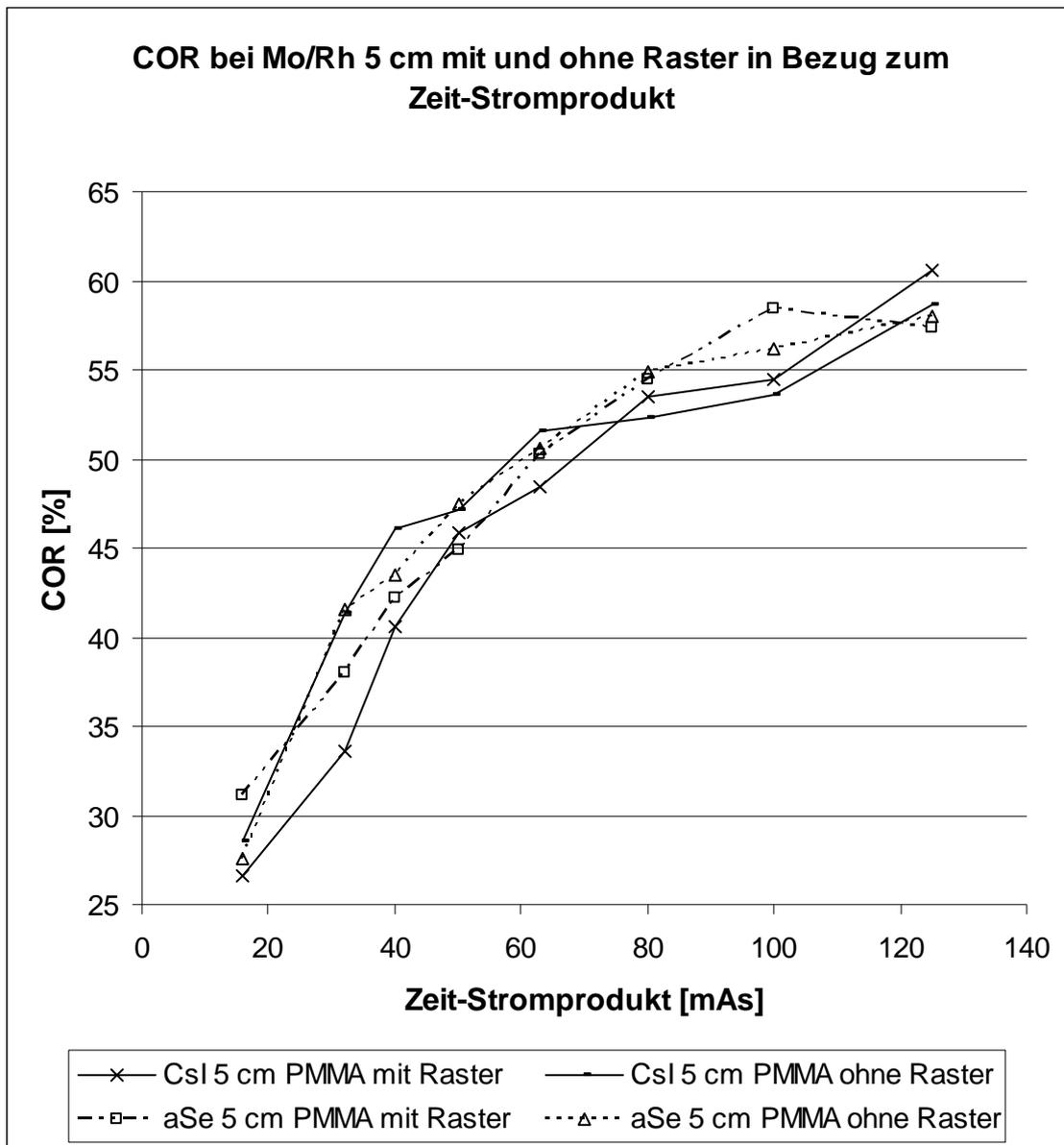


Diagramm 9: COR-Werte der digitalen Mammographieeinheiten bei Mo/Rh, 5 cm PMMA, mit und ohne Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

3.2.3. Rhodium als Anoden- und Filtermaterial

Mit Rhodium sowohl als Anoden- als auch Filtermaterial lag die Detektionsrate des CsI-Systems mit Nutzung eines Rasters und 3 cm dickem CDMAM-Phantom zwischen 54,6 und 76 %, ohne Verwendung eines Rasters stiegen die Werte auf 58,5 bis 81 %. Auch in diesem Fall lag der Wert bei 125 mAs mit 79,1 % etwas niedriger als derjenige bei 100 mAs.

Mit 5 cm dickem Phantom wurde mit Raster noch eine Detektionsrate von 38,8 bis 65,9 % erreicht, bei rasterlosen Aufnahmen nur noch 32,9 bis 61 %.

Diagramm 10 zeigt im Vergleich die Detektionsraten der Aufnahme bei 3 und 5 cm dickem Phantom in Bezug zum Zeit-Stromprodukt.

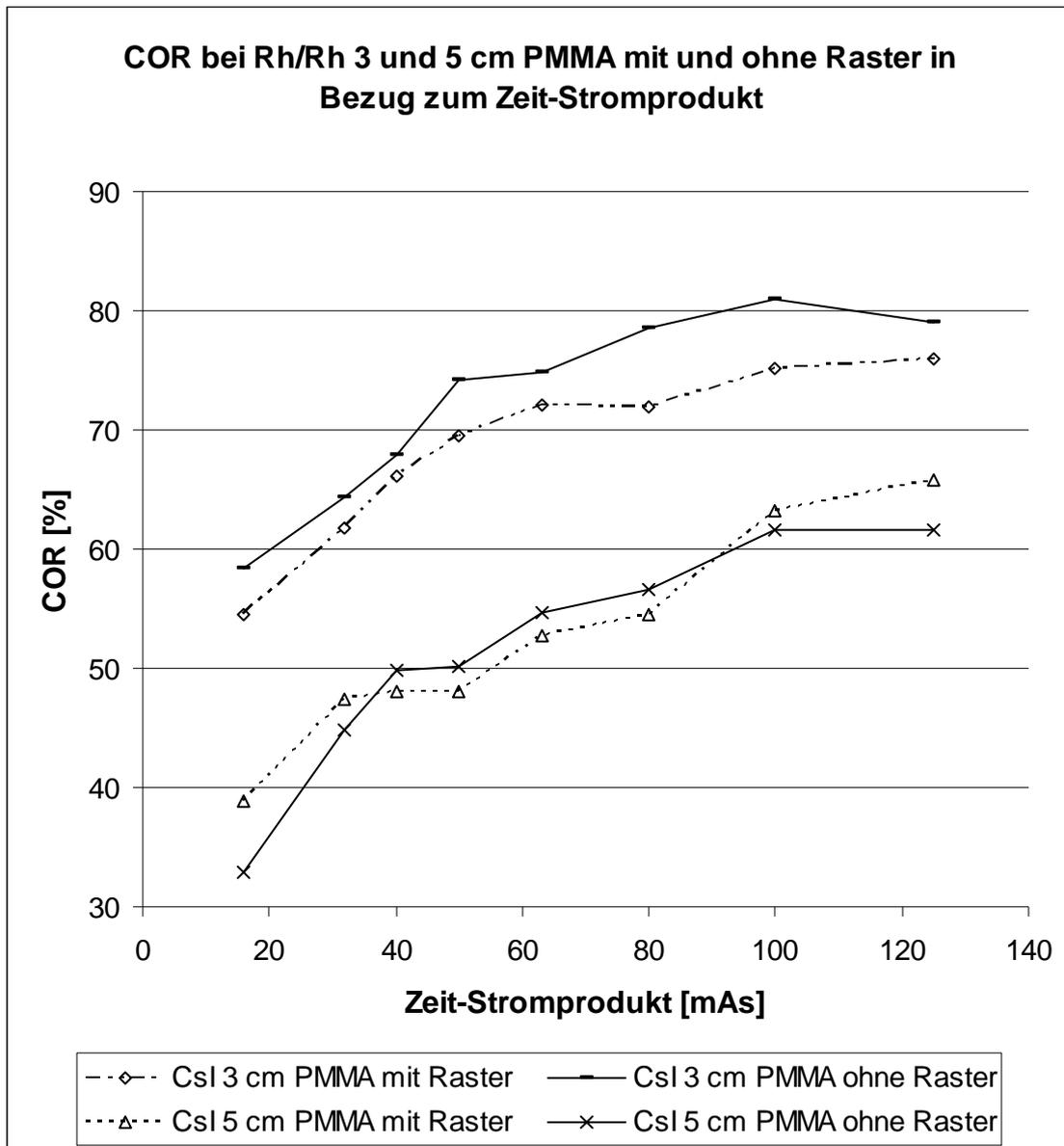


Diagramm 10: COR-Werte der digitalen Mammographieeinheiten bei Rh/Rh, 3 und 5 cm PMMA, mit und ohne Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

3.3. Signifikanz aller Detektoren IQF

Im Vergleich der Geräte zeigten sich in der Anordnung Molybdän als Filter- und Anodenmaterial mit Nutzung eines Rasters, sowohl bei 3 als auch bei 5 cm dickem Phantom, signifikant höhere IQF-Werte beider digitalen Mammographiegeräte gegenüber dem konventionellen Mammographiegerät. Das CsI-System erzielte im Aufbau Molybdän als Filter- und Anodenmaterial, ohne Raster und 3 cm dickem CDMAM-Phantom gegenüber der aSe-Einheit signifikant höhere IQF-Werte. In allen weiteren Versuchen ergaben sich vergleichbare IQF-Werte ohne signifikante Unterschiede zwischen den Geräten. Tabelle 1 zeigt eine kurze Übersicht der gefundenen signifikanten Unterschiede der Bildqualität-Indexe.

| Anode / Filter-Kombination | System | 3 cm PMMA mit Raster | 5 cm PMMA mit Raster | 3 cm PMMA ohne Raster | 5 cm PMMA ohne Raster |
|----------------------------|----------------|----------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Mo/Mo | CsI-System | nicht signifikant | nicht signifikant | signifikant | nicht signifikant |
| | aSe-System | signifikant | signifikant | | signifikant |
| | CsI-System SFM | signifikant | signifikant | keine Daten | keine Daten |
| | aSe-System SFM | signifikant | signifikant | keine Daten | keine Daten |
| Mo/Rh | CsI-System | nicht signifikant | nicht signifikant | nicht signifikant | nicht signifikant |
| | aSe-System | signifikant | signifikant | signifikant | signifikant |

Tabelle 1: Signifikanz aller Detektoren IQF

Betrachtet man die Daten insgesamt als gepoolte Werte, so zeigt das CsI-System, mit einem p-Wert von 0,0007, signifikant bessere IQF-Werte als das aSe-System.

3.4. Signifikanz aller Detektoren COR

Auch die Detektionsrate der FFDM-Systeme im Vergleich zum konventionellen Mammographiegerät waren in der Anordnung Molybdän als Anoden - und Filtermaterial mit Verwendung eines Rasters, bei 3 und 5 cm dickem Phantom, analog zu den IQF-Werten, signifikant besser.

Im Gegensatz zu den IQF-Werten, bei denen ein signifikanter Unterschied der digitalen Systeme nur für die summierten Daten und für die Anordnung Mo/Mo 3 cm PMMA ohne Verwendung eines Rasters gegeben war, erreichte die Detektionsrate des CsI-Systems zusätzlich signifikant bessere Werte bei den 5 cm dicken Phantomaufnahmen mit Molybdän als Anoden- und Filtermaterial unter Verwendung eines Rasters.

Eine Zusammenfassung der gefundenen signifikanten Unterschiede zwischen den Geräten gibt Tabelle 2. Bei Signifikanz, erreichte immer das obere Gerät die besseren Werte.

| Anode / Filter-Kombination | System | 3 cm PMMA mit Raster | 5 cm PMMA mit Raster | 3 cm PMMA ohne Raster | 5 cm PMMA ohne Raster |
|----------------------------|------------|----------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Mo/Mo | CsI-System | nicht signifikant | signifikant | signifikant | nicht signifikant |
| | aSe-System | signifikant | signifikant | keine Daten | keine Daten |
| | SFM | signifikant | signifikant | keine Daten | keine Daten |
| Mo/Rh | CsI-System | nicht signifikant | nicht signifikant | nicht signifikant | nicht signifikant |
| | aSe-System | signifikant | signifikant | (p=0,06) | signifikant |

Tabelle 2: Signifikanz aller Detektoren COR

3.5. IQF + COR Mo/Mo 3 cm PMMA mit Raster

Tabelle 3 fasst den Vergleich der drei Geräte in der Versuchsanordnung Molybdän als Anoden- und Filtermaterial mit Verwendung eines Rasters und 3 cm dickem PMMA zusammen. Bei dieser Anordnung waren beide digitalen Systeme dem konventionellen Gerät signifikant überlegen. Die beiden FFDM erzielten vergleichbare Ergebnisse im Bildqualität-Index und der Detektionsrate.

| System | IQF | | | COR in % | | |
|--------------------------------|---------------------------------------|--------------------------------------|---|---------------------------------------|--------------------------------------|---|
| System | Mittelwert 1 minus Mittelwert 2 | Standard- fehler der Differenz | 95% Konfidenz- intervall der Differenz | Mittelwert 1 minus Mittelwert 2 | Standard- fehler der Differenz | 95% Konfidenz- intervall der Differenz |
| 1. Csl-System 2. aSe-System | 1.242 | 0.684 | -0.120 / 2.603 | 2.762 | 2.634 | -2.674 / 8.197 |
| 1. Csl-System 2. SFM | 11.869 | 0.684 | 10.507 / 13.231 | 37.121 | 2.644 | 31.665 / 42.577 |
| 1. aSe-System 2. SFM | 10.628 | 0.684 | 9.266 / 11.989 | 34.359 | 2.634 | 28.924 / 39.795 |

Tabelle 3: IQF + COR Mo/Mo 3 cm PMMA mit Raster

3.6. IQF + COR Mo/Mo 5 cm PMMA mit Raster

Im Versuchsaufbau mit 5 cm PMMA unter Verwendung von Molybdän als Anoden- und Filtermaterial mit Raster zeigte sich, dass die konventionellen Aufnahmen ebenfalls signifikant schlechtere Ergebnisse erzielten als die Bilder beider digitalen Systeme.

Im Gegensatz zu den Werten bei 3 cm PMMA konnte hier festgestellt werden, dass das Csl-System eine signifikant höhere Detektionsrate im Vergleich zur aSe-Einheit erzielte. Die Werte der IQF unterschieden sich nicht signifikant. Diese Resultate sind in Tabelle 4 dargestellt.

| System | IQF | | | COR in % | | |
|--------------------------------|---------------------------------------|--------------------------------------|---|---------------------------------------|--------------------------------------|---|
| | Mittelwert 1 minus Mittelwert 2 | Standard- fehler der Differenz | 95% Konfidenz- intervall der Differenz | Mittelwert 1 minus Mittelwert 2 | Standard- fehler der Differenz | 95% Konfidenz- intervall der Differenz |
| 1. Csl-System 2. aSe-System | 0.695 | 0.423 | -0.146 / 1.536 | 4.558 | 1.740 | 1.093 / 8.023 |
| 1. Csl-System 2. SFM | 3.353 | 0.419 | 2.520 / 4.186 | 12.907 | 1.741 | 9.440 / 16.373 |
| 1. aSe-System 2. SFM | 2.658 | 0.423 | 1.817 / 3.500 | 8.3486 | 1.740 | 4.884 / 11.814 |

Tabelle 4: IQF + COR Mo/Mo 5 cm PMMA mit Raster

3.7. IQF Mo/Mo 3 und 5 cm PMMA jeweils mit und ohne Verwendung eines Rasters

Tabelle 5 stellt die IQF-Werte unter Verwendung eines Rasters den Ergebnissen der rasterlosen Aufnahmen gegenüber. Obwohl beide digitalen Mammographiegeräte bei dünner Brustdicke ohne Raster bessere Ergebnisse erreichten, war der Vorteil der rasterlosen Technik des Csl-Systems deutlich stärker ausgeprägt, so dass es in dieser Anordnung signifikant bessere Resultate erzielte. Der Vergleich der Aufnahmen bei 5 cm PMMA zeigt vergleichbare Werte für beide digitale Systeme.

| | | mit Raster | | | ohne Raster | | |
|--------------|--|--|--------------------------------------|---|--|--------------------------------------|---|
| Phantom | System | IQF Mittelwert 1 minus IQF Mittelwert 2 | Standard- fehler der Differenz | 95% Konfidenz- intervall der Differenz | IQF Mittelwert 1 minus IQF Mittelwert 2 | Standard- fehler der Differenz | 95% Konfidenz- intervall der Differenz |
| 3 cm PMMA | 1. Csl- System 2. aSe- System | 1.242 | 0.684 | -0.120 / 2.603 | 3.333 | 0.446 | 2.440 / 4.226 |
| 5 cm PMMA | 1. Csl- System 2. aSe- System | 0.695 | 0.423 | -0.146 / 1.536 | 0.103 | 0.404 | -0.707 / 0.913 |

Tabelle 5: IQF Mo/Mo 3 und 5 cm PMMA mit und ohne Raster

3.8. IQF Mo/Rh 3 und 5 cm PMMA mit und ohne Raster

Bei dem Vergleich der digitalen Geräte mit Molybdänanode und Rhodiumfilter zeigte sich kein signifikanter Unterschied. Beide Einheiten erreichten durch rasterlose Aufnahmen etwas bessere Resultate. Bei dünnen Brustdicken ohne Nutzung eines Rasters schnitt das Csl-System tendenziell besser ab. Unter Verwendung von 5 cm PMMA zeigte sich ein geringer Vorteil des aSe-Mammographen sowohl mit als auch ohne Raster.

Eine Übersicht über diese Ergebnisse gibt Tabelle 6.

| | | mit Raster | | | ohne Raster | | |
|-----------|------------|----------------|--------------------|------------------------|----------------|--------------------|------------------------|
| Phantom | System | Mittelwert IQF | Standardabweichung | 95% Konfidenzintervall | Mittelwert IQF | Standardabweichung | 95% Konfidenzintervall |
| 3 cm PMMA | CsI-System | 18.183 | 3.990 | 16.498 / 19.867 | 20.173 | 3.468 | 18.709 / 21.638 |
| | aSe-System | 18.177 | 3.628 | 16.645 / 19.709 | 19.395 | 3.727 | 17.822 / 20.969 |
| 5 cm PMMA | CsI-System | 9.950 | 3.299 | 8.556 / 11.343 | 10.156 | 2.579 | 9.067 / 11.245 |
| | aSe-System | 10.369 | 2.973 | 9.114 / 11.624 | 10.374 | 3.176 | 9.032 / 11.715 |

Tabelle 6: IQF Mo/Rh 3 und 5 cm PMMA mit und ohne Raster

3.9. CsI-System IQF und COR bei Mo/Mo, Mo/Rh und Rh/Rh, 3 und 5 cm PMMA, mit und ohne Raster

Im Vergleich der einzelnen Anode-Filterkombinationen ergab sich keine Signifikanz des Bildqualität-Indexes und der Detektionsrate, jedoch unterscheiden sich die dazu benötigten Dosiswerte. Tendenziell scheinen bei dünnen Mammae rasterlose Aufnahmen mit Molybdän als Anoden- und Filtermaterial die effektivste Kombination zu sein. In Diagramm 11 erkennt man die deutliche Überlegenheit der rasterlosen Aufnahmetechnik anhand der IQF-Ergebnisse in Bezug zur Oberflächendosis. Man sieht ebenfalls, dass die rasterlose Rh/Rh Anordnung kurzzeitig die reine Molybdänanordnung übertrifft. Im Vergleich aller rasterlosen Mo/Mo Aufnahmen zu den entsprechenden Rh/Rh Bildern zeigt sich ein besserer Bildqualität-Index der Mo/Mo Anordnung bei ebenfalls höherem maximalem IQF. Die Detektionsrate in Bezug zur Oberflächendosis ergibt ähnliche Ergebnisse wie die IQF-Werte, allerdings ist die Differenz zwischen den unterschiedlichen Anoden-Filterkombinationen geringer ausgeprägt (s. Diagramm 13). Verwendet man 5 cm PMMA ist Rhodium für Anode und Filter die herausragende Anoden-Filterkombination (s.

Diagramm 12 und 14). Auffallend war, dass das CsI-System in Kombination mit dem 3 cm dicken CDMAM-Phantom ohne Raster deutlich bessere COR- und IQF-Werte erzielte im Vergleich zu den Werten mit Raster, bei gleichzeitig geringfügig niedrigerer Dosis. Unter Verwendung des 5 cm dicken Phantoms hob sich dieser Unterschied jedoch auf. Tabelle 7 fasst die Bildqualität-Indexe bei 3 und 5 cm PMMA der unterschiedlichen Anoden-Filterkombinationen zusammen, Tabelle 8 zeigt die entsprechenden Detektionsraten.

| | | mit Raster | | | ohne Raster | | |
|-----------|--------------------|----------------|--------------------|------------------------|----------------|--------------------|------------------------|
| Phantom | Anode-Filter-Komb. | Mittelwert IQF | Standardabweichung | 95% Konfidenzintervall | Mittelwert IQF | Standardabweichung | 95% Konfidenzintervall |
| 3 cm PMMA | Mo/Mo | 18.072 | 4.920 | 15.995 / 20.149 | 21.131 | 3.979 | 19.451 / 22.811 |
| | Mo/Rh | 18.183 | 3.990 | 16.498 / 19.867 | 20.173 | 3.468 | 18.709 / 21.638 |
| | Rh/Rh | 18.240 | 3.257 | 16.865 / 19.615 | 20.275 | 3.764 | 18.686 / 21.864 |
| 5 cm PMMA | Mo/Mo | 10.094 | 3.036 | 8.812 / 11.376 | 9.879 | 2.659 | 8.756 / 11.001 |
| | Mo/Rh | 9.950 | 3.299 | 8.556 / 11.343 | 10.156 | 2.579 | 9.067 / 11.245 |
| | Rh/Rh | 12.118 | 3.578 | 10.607 / 13.629 | 11.818 | 2.965 | 10.566 / 13.070 |

Tabelle 7: CsI-System IQF Mo/Mo, Mo/Rh und Rh/Rh, 3 und 5 cm PMMA mit und ohne Raster

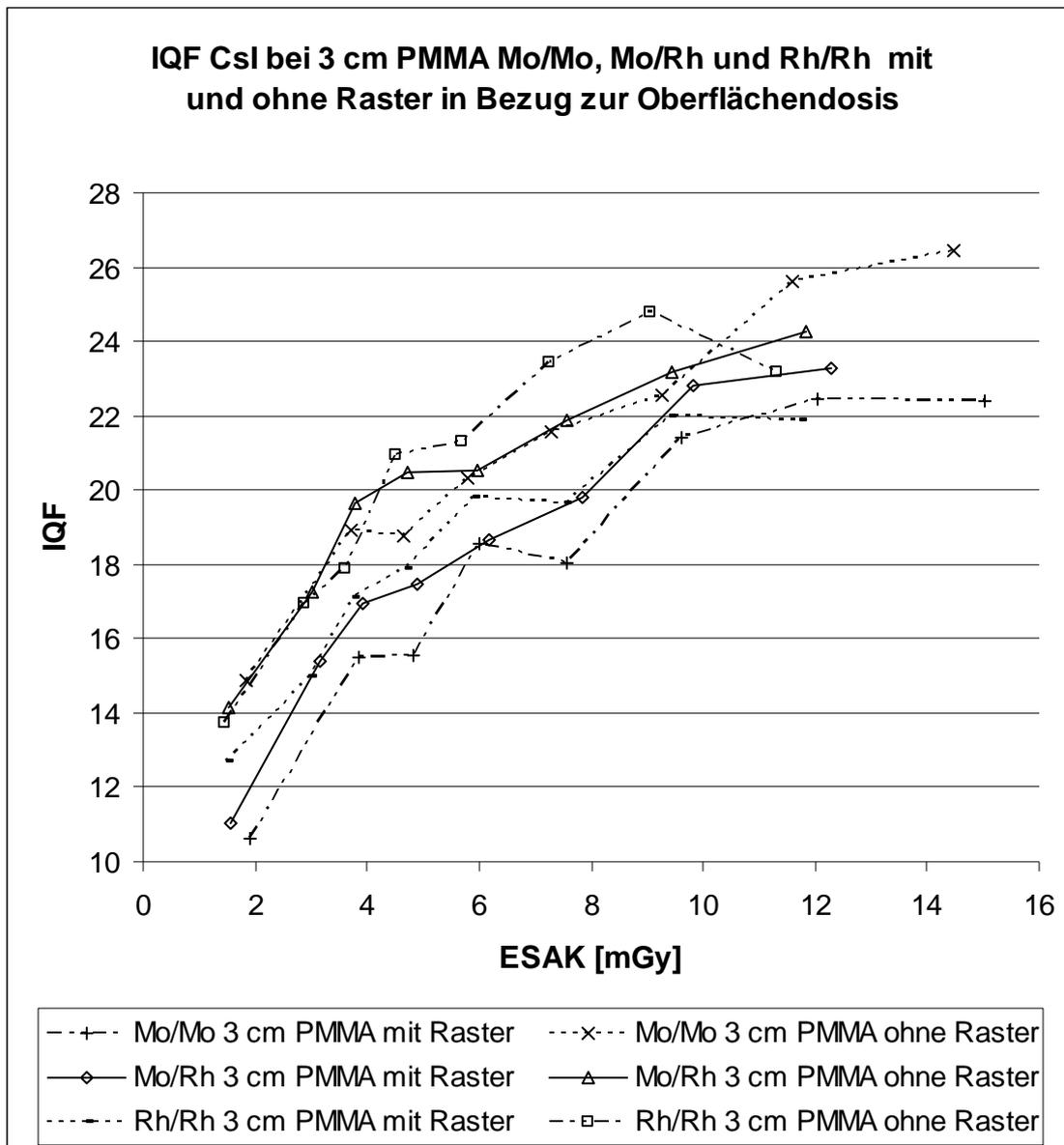


Diagramm 11: Bildqualität-Index des Csl-Systems bei 3 cm PMMA, Mo/Mo, Mo/Rh und Rh/Rh in Kombination mit und ohne Raster in Bezug zur Oberflächendosis

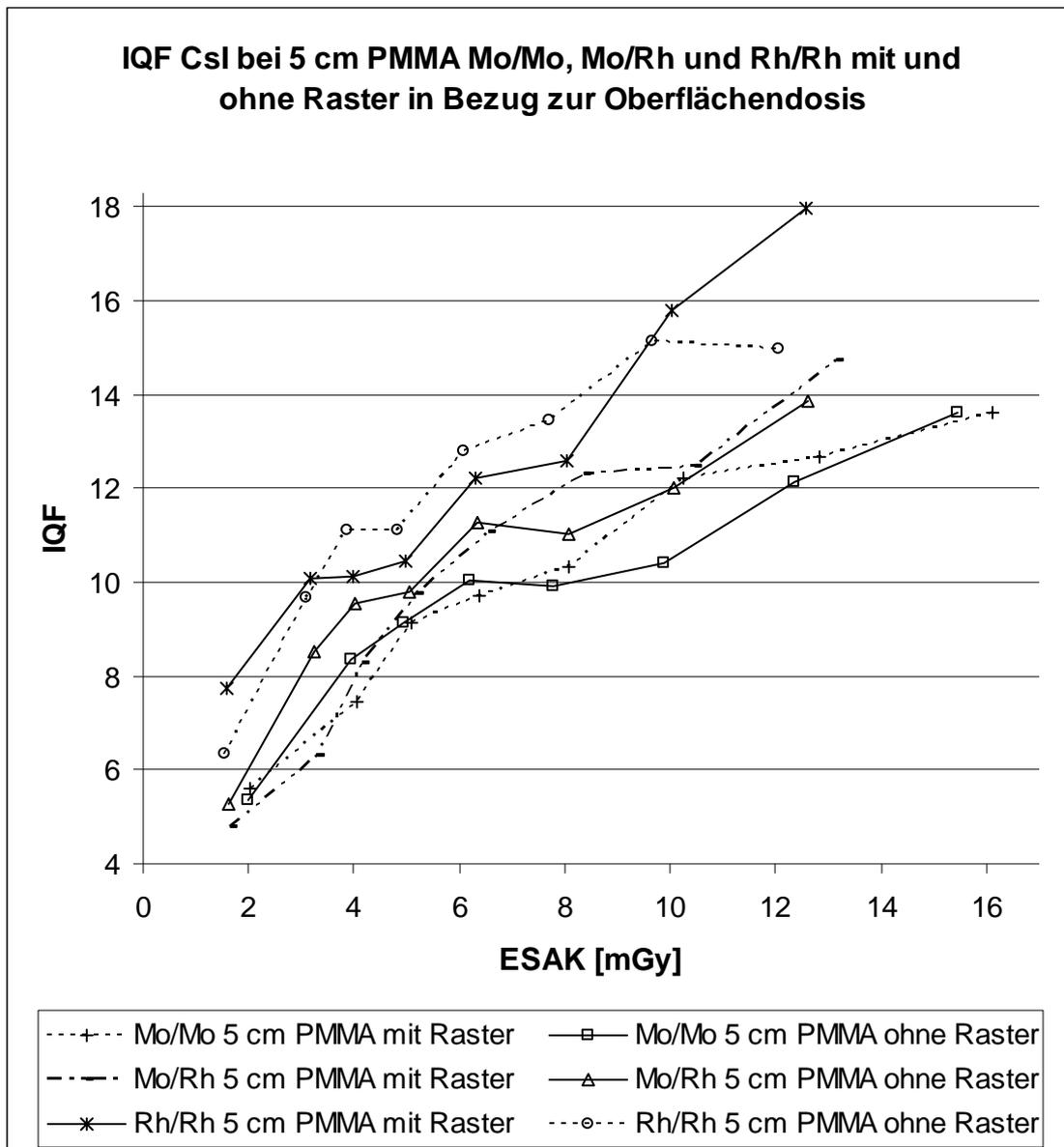


Diagramm 12: Bildqualität-Index des Csl-Systems bei 5 cm PMMA, Mo/Mo, Mo/Rh und Rh/Rh in Kombination mit und ohne Raster in Bezug zur Oberflächendosis

| | | mit Raster | | | ohne Raster | | |
|--------------|----------------------------|--------------------------------|------------------------------|-------------------------------------|--------------------------------|------------------------------|-------------------------------------|
| Phantom | Anode- Filter- Komb. | Mittel- wert COR in % | Standard- ab- weichung | 95% Kon- videnz- intervall | Mittel- wert COR in % | Standard- ab- weichung | 95% Kon- videnz- intervall |
| 3 cm PMMA | Mo/Mo | 68.056 | 9.770 | 59.888 / 76.223 | 74.597 | 7.774 | 71.315 / 77.880 |
| | Mo/Rh | 68.096 | 8.966 | 64.310 / 71.882 | 73.089 | 7.789 | 69.799 / 76.377 |
| | Rh/Rh | 68.438 | 7.200 | 65.398 / 71.478 | 72.323 | 7.997 | 68.946 / 75.700 |
| 5 cm PMMA | Mo/Mo | 47.061 | 10.396 | 42.671 / 51.451 | 46.135 | 9.021 | 42.326 / 49.944 |
| | Mo/Rh | 45.451 | 11.009 | 40.802 / 50.099 | 47.403 | 9.070 | 43.574 / 51.233 |
| | Rh/Rh | 52.335 | 9.455 | 48.343/ 56.327 | 51.550 | 9.537 | 47.523 / 55.577 |

Tabelle 8: Csl-System COR Mo/Mo, Mo/Rh und Rh/Rh, 3 und 5 cm PMMA mit und ohne Raster

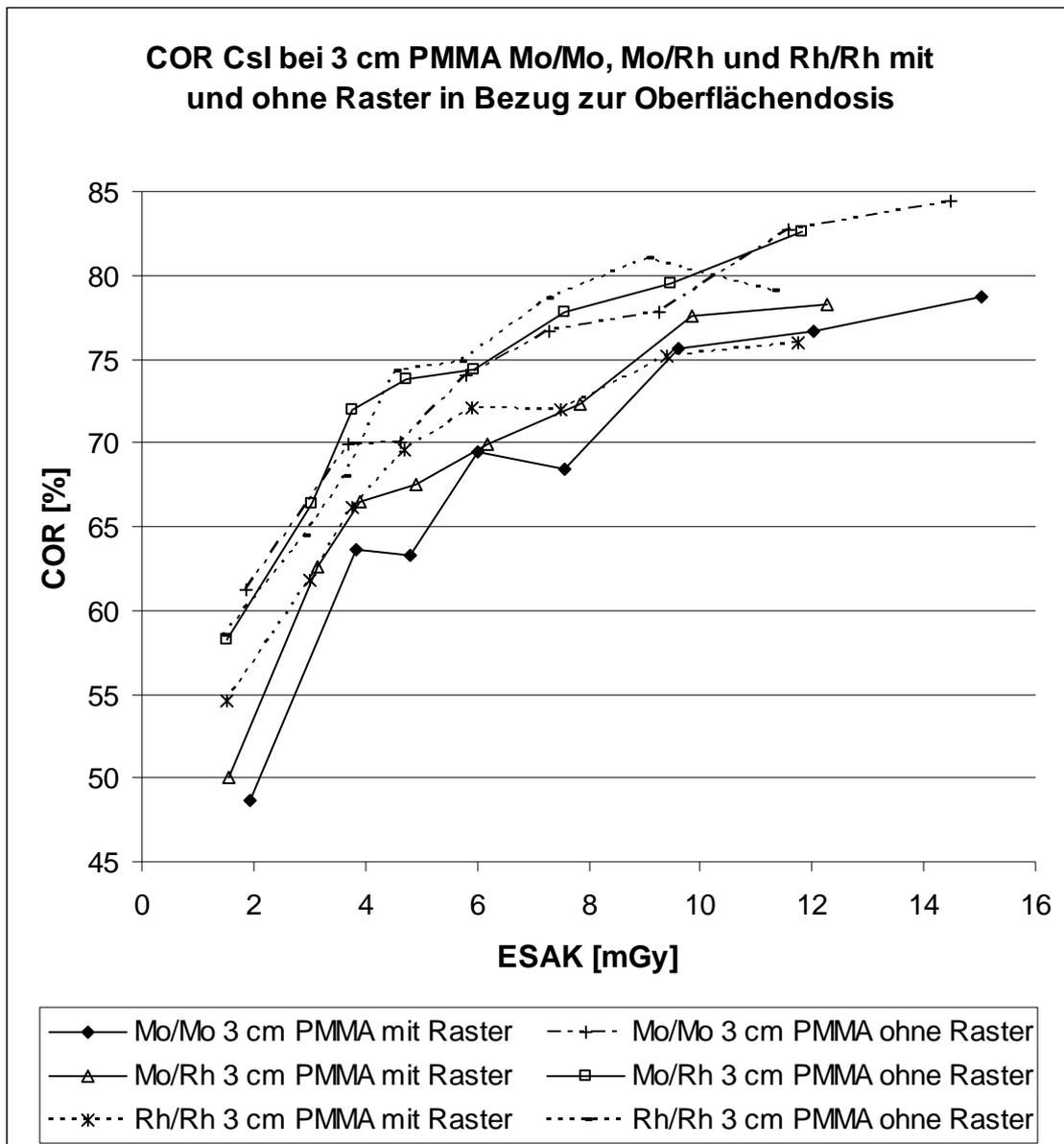


Diagramm 13: Detektionsrate des Csl-Systems bei 3 cm PMMA, Mo/Mo, Mo/Rh und Rh/Rh in Kombination mit und ohne Raster in Bezug zur Oberflächendosis

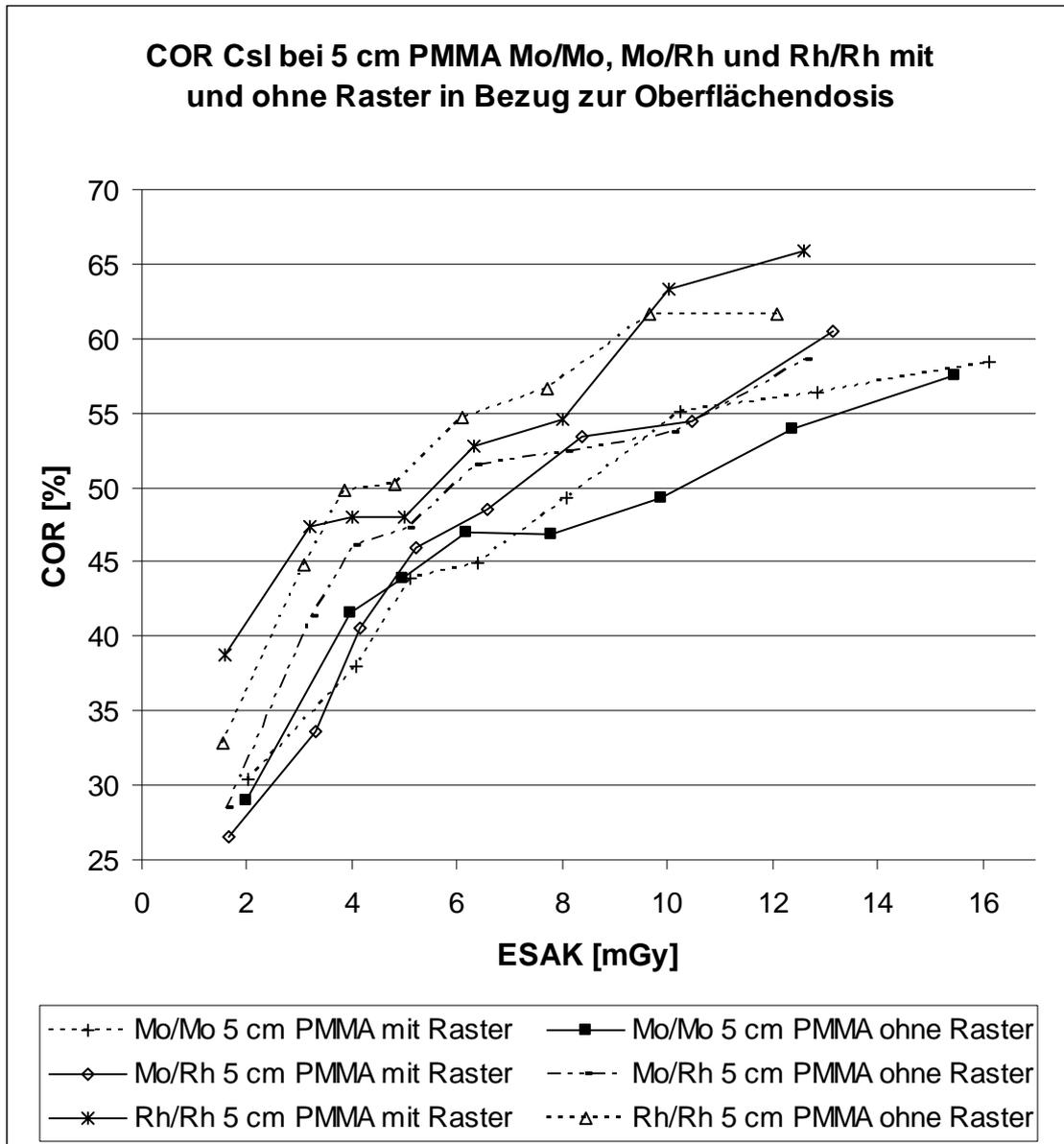


Diagramm 14: Detektionsrate des Csl-Systems bei 5 cm PMMA, Mo/Mo, Mo/Rh und Rh/Rh in Kombination mit und ohne Raster in Bezug zur Oberflächendosis

3.10. aSe-System IQF und COR bei Mo/Mo und Mo/Rh 3 und 5 cm PMMA mit und ohne Raster

Das aSe-System hatte mit beiden Anoden-Filteranordnungen fast identische Detektionsraten und Bildqualität-Indexe (s. Tabelle 9 und 10), bei auch hier deutlich unterschiedlich benötigter Oberflächendosis. Die Diagramme 15 und 17 zeigen, dass wenn man die IQF- und COR-Werte in Bezug zur benötigten Oberflächendosis betrachtet, die rasterlosen Aufnahmen mit Molybdänanode und Rhodiumfilter bei der Verwendung des 3 cm dicken Phantoms am besten abschneiden. Im Vergleich der Anoden-Filterkombinationen in Bezug zur Oberflächendosis bei 5 cm dickem PMMA sieht man einen tendenziellen Vorteil der Aufnahmen mit Molybdänanode und Rhodiumfilter (s. Diagramm 16 und 18). Der im Csl-System deutliche Unterschied zwischen den Aufnahmen des 3 cm dicken Phantoms mit und ohne Raster war hier nur als geringe Tendenz nachweisbar. Die IQF- und COR-Werte mit 5 cm dickem Phantom unterschieden sich nicht.

| | | mit Raster | | | ohne Raster | | |
|-----------|--------------------|----------------|--------------------|------------------------|----------------|--------------------|------------------------|
| Phantom | Anode-Filter-Komb. | Mittelwert IQF | Standardabweichung | 95% Konfidenzintervall | Mittelwert IQF | Standardabweichung | 95% Konfidenzintervall |
| 3 cm PMMA | Mo/Mo | 18.307 | 4.592 | 16.368 / 20.246 | 19.130 | 3.400 | 17.695 / 20.566 |
| | Mo/Rh | 18.177 | 3.628 | 16.645 / 19.709 | 19.395 | 3.727 | 17.822 / 20.969 |
| 5 cm PMMA | Mo/Mo | 10.470 | 3.320 | 9.068 / 11.871 | 10.688 | 3.207 | 9.334 / 12.042 |
| | Mo/Rh | 10.369 | 2.973 | 9.114 / 11.624 | 10.374 | 3.176 | 9.032 / 11.715 |

Tabelle 9: aSe-System IQF Mo/Mo und Mo/Rh 3 und 5 cm PMMA mit und ohne Raster

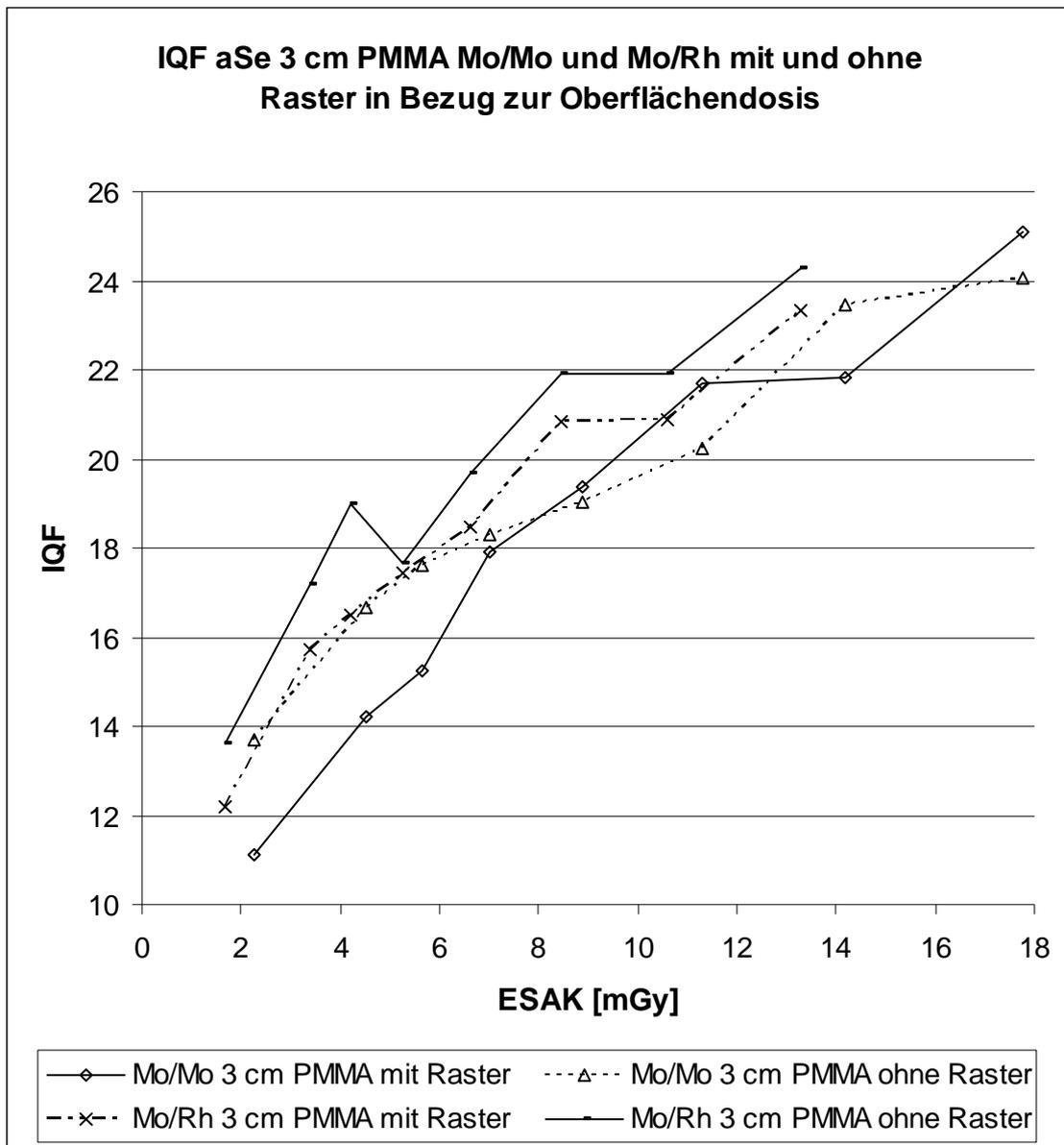


Diagramm 15: Bildqualität-Index des aSe-Systems bei 3 cm PMMA, Mo/Mo und Mo/Rh in Kombination mit und ohne Raster in Bezug zur Oberflächendosis

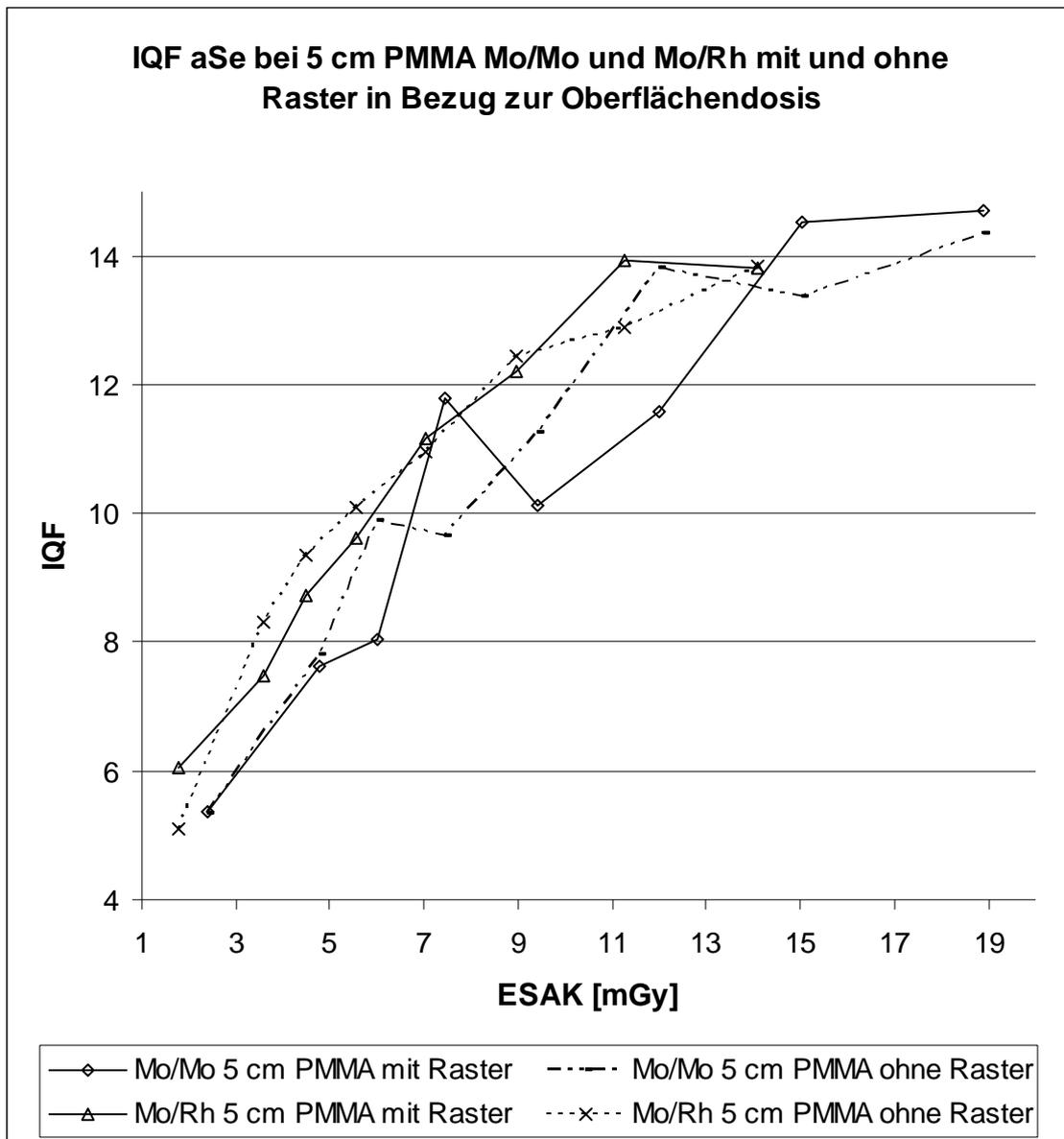


Diagramm 16: Bildqualität-Index des aSe-Systems bei 5 cm PMMA, Mo/Mo und Mo/Rh in Kombination mit und ohne Raster in Bezug zur Oberflächendosis

| | | mit Raster | | | ohne Raster | | |
|--------------|----------------------------|--------------------------------|------------------------------|-------------------------------------|--------------------------------|------------------------------|-------------------------------------|
| Phantom | Anode- Filter- Komb. | Mittel- wert COR in % | Standard- ab- weichung | 95% Kon- videnz- intervall | Mittel- wert COR in % | Standard- ab- weichung | 95% Kon- videnz- intervall |
| 3 cm PMMA | Mo/Mo | 68.619 | 10.367 | 59.952 / 68.056 | 71.135 | 7.069 | 68.150 / 74.120 |
| | Mo/Rh | 67.734 | 8.275 | 64.239 / 71.228 | 71.115 | 7.246 | 68.056 / 74.175 |
| 5 cm PMMA | Mo/Mo | 45.894 | 11.079 | 41.216 / 50.572 | 46.961 | 10.405 | 42.567 / 51.354 |
| | Mo/Rh | 47.081 | 9.814 | 42.937 / 51.225 | 47.464 | 10.415 | 43.066 / 47.403 |

Tabelle 10: aSe-System COR Mo/Mo und Mo/Rh 3 und 5 cm PMMA mit und ohne Raster

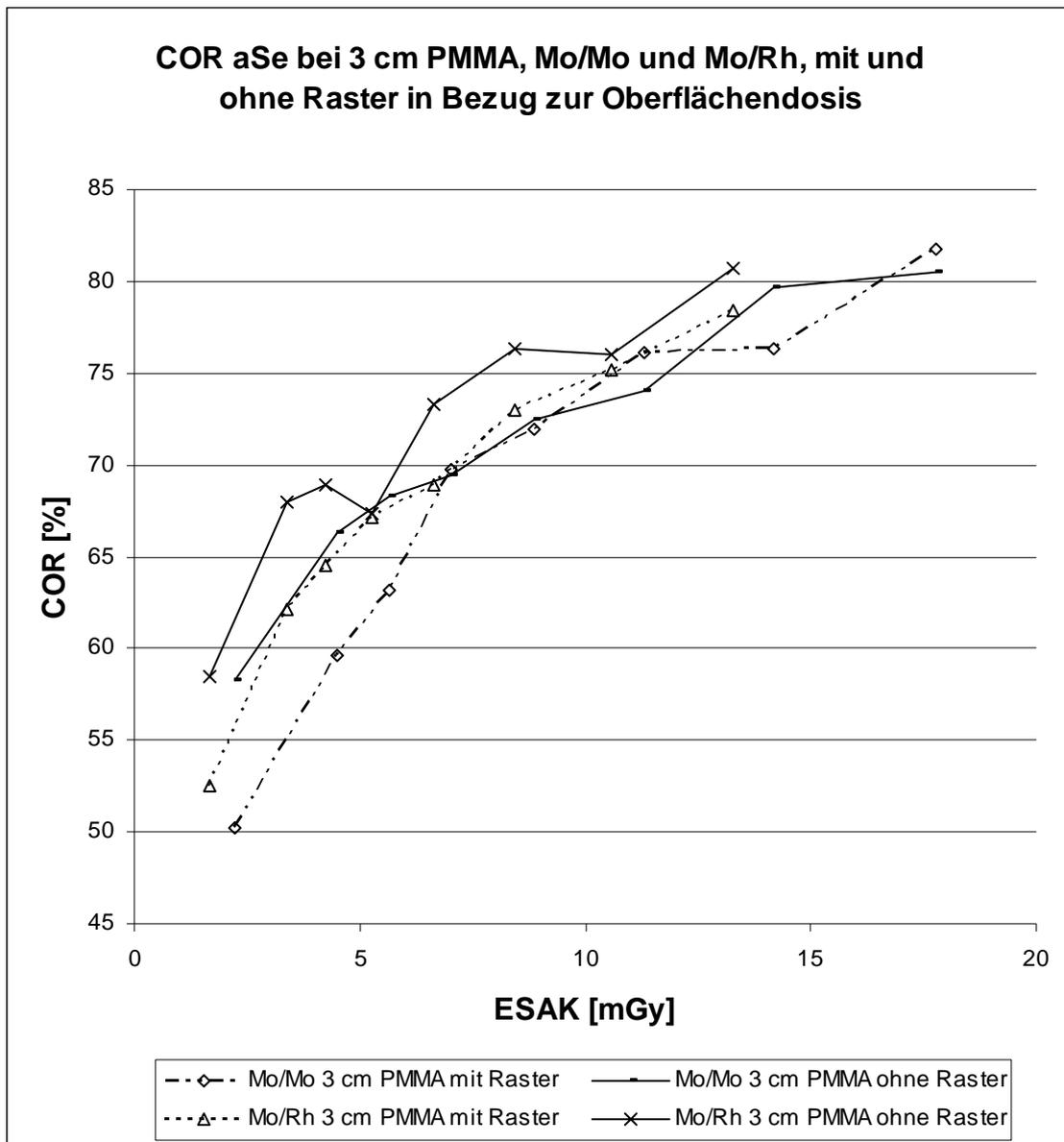


Diagramm 17: Detektionsrate des aSe-Systems bei 3 cm PMMA, Mo/Mo und Mo/Rh in Kombination mit und ohne Raster in Bezug zur Oberflächendosis

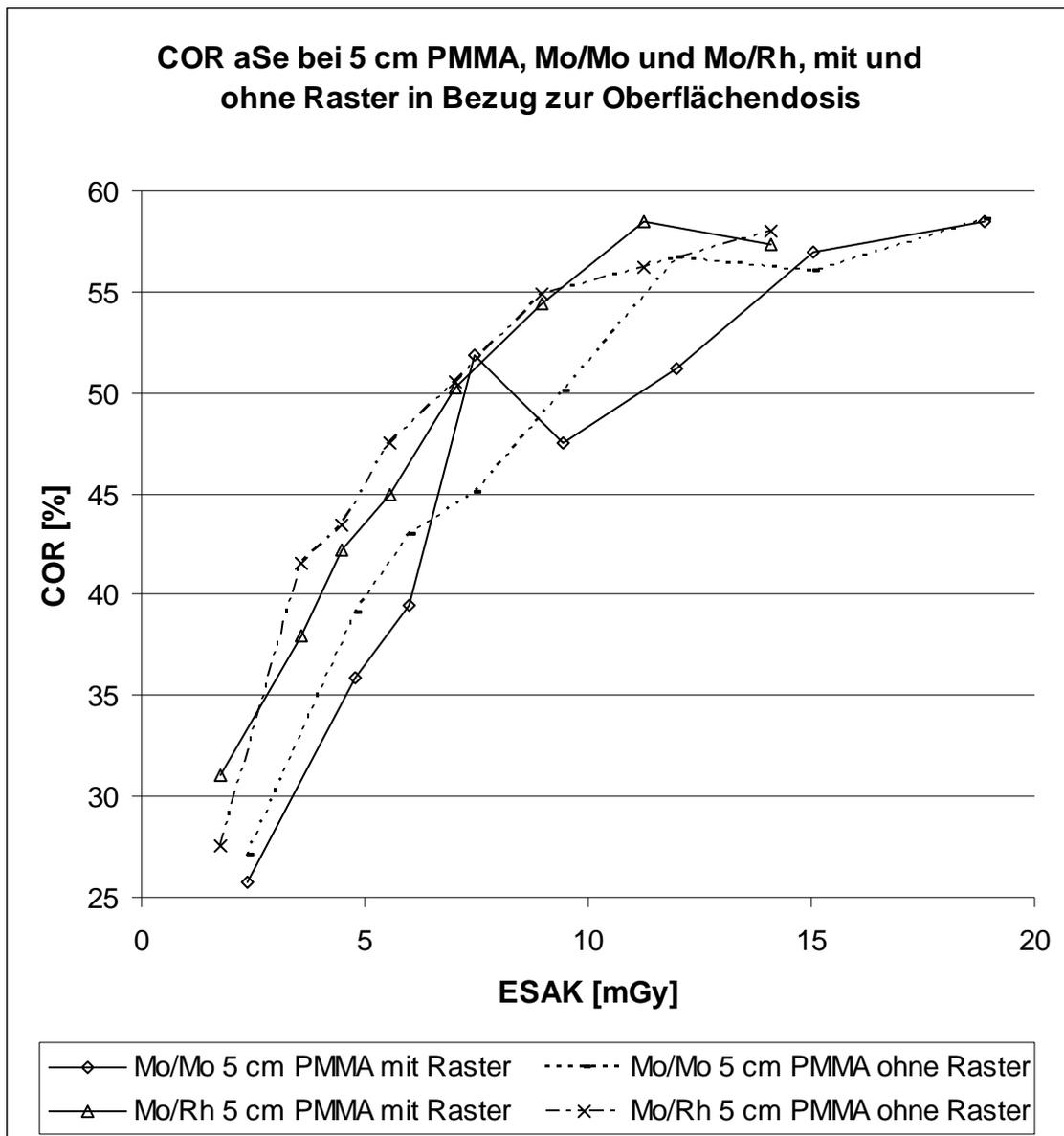


Diagramm 18: Bildqualität-Index des aSe-Systems bei 5 cm PMMA, Mo/Mo und Mo/Rh in Kombination mit und ohne Raster in Bezug zur Oberflächendosis

3.11. aSe-System IQF und COR, Vergleich des neuen Detektors mit dem alten Detektor bei Mo/Mo 3 und 5 cm PMMA mit und ohne Raster

Der neue Detektor (nD) des aSe-Systems von Anrad erreichte signifikant bessere Detektionsraten und IQF-Werte im ganzen Aufbau bei Molybdän als Anoden- und Filtermaterial im Vergleich zu dem primär verwendeten Detektor (aD), der ebenfalls von Anrad hergestellt war. Ausnahmen sind dabei die

Detektionsrate Mo/Mo mit 3 cm Phantom und Raster und die Bildqualität-Indexe bei Mo/Mo 3 cm Dicke ohne Raster. In diesen beiden Fällen sind die Werte des neuen Detektors nur geringfügig besser. Eine Zusammenfassung der IQF-Ergebnisse ist in Tabelle 11 dargestellt, die COR-Werte sind in Tabelle 12 zusammengefasst.

| | mit Raster | | | ohne Raster | | |
|--------------|--|--------------------------------------|---|--|--------------------------------------|---|
| Phantom | IQF Mittelwert nD minus IQF Mittelwert aD | Standard- fehler der Differenz | 95% Konfidenz- intervall der Differenz | IQF Mittelwert nD minus IQF Mittelwert aD | Standard- fehler der Differenz | 95% Konfidenz- intervall der Differenz |
| 3 cm PMMA | 1.952 | 0.788 | 0.382 / 3.521 | 0.444 | 0.516 | -0.589 / 1.477 |
| 5 cm PMMA | 3.420 | 0.484 | 2.458 / 4.382 | 1.911 | 0.486 | 0.938 / 2.885 |

Tabelle 11: aSe-System IQF nD gegen aD Mo/Mo und Mo/Rh 3 und 5 cm PMMA mit und ohne Raster

| | mit Raster | | | ohne Raster | | |
|--------------|--|--------------------------------------|---|--|--------------------------------------|---|
| Phantom | COR Mittelwert nD minus COR Mittelwert aD | Standard- fehler der Differenz | 95% Kon- fidenz- intervall der Differenz | COR Mittelwert nD minus COR Mittelwert aD | Standard- fehler der Differenz | 95% Kon- fidenz- intervall der Differenz |
| 3 cm PMMA | 5.598 | 2.623 | 0.184 / 11.013 | 0.790 | 1.086 | -1.384 / 2.964 |
| 5 cm PMMA | 12.077 | 2.007 | 8.082 / 16.072 | 8.034 | 2.312 | 3.404 / 12.664 |

Tabelle 12: aSe-System COR nD gegen aD Mo/Mo 3 und 5 cm PMMA mit und ohne Raster

3.12. Vergleich der Untersucher

Bei Untersucher 1 ergaben sich leicht bessere Werte für die Csl-Einheit im Gegensatz zu Untersucher 2, der tendenziell bessere Werte für das aSe-System erhielt. Einzig bei Untersucher 3 gab es einen signifikanten Unterschied zwischen den Mammographiegeräten, wobei das Csl-System die höheren Werte erzielte (s. Diagramm 19 und 20). Die senkrechten Linien im Diagramm 19 und 20 markieren die jeweiligen Standardfehler.

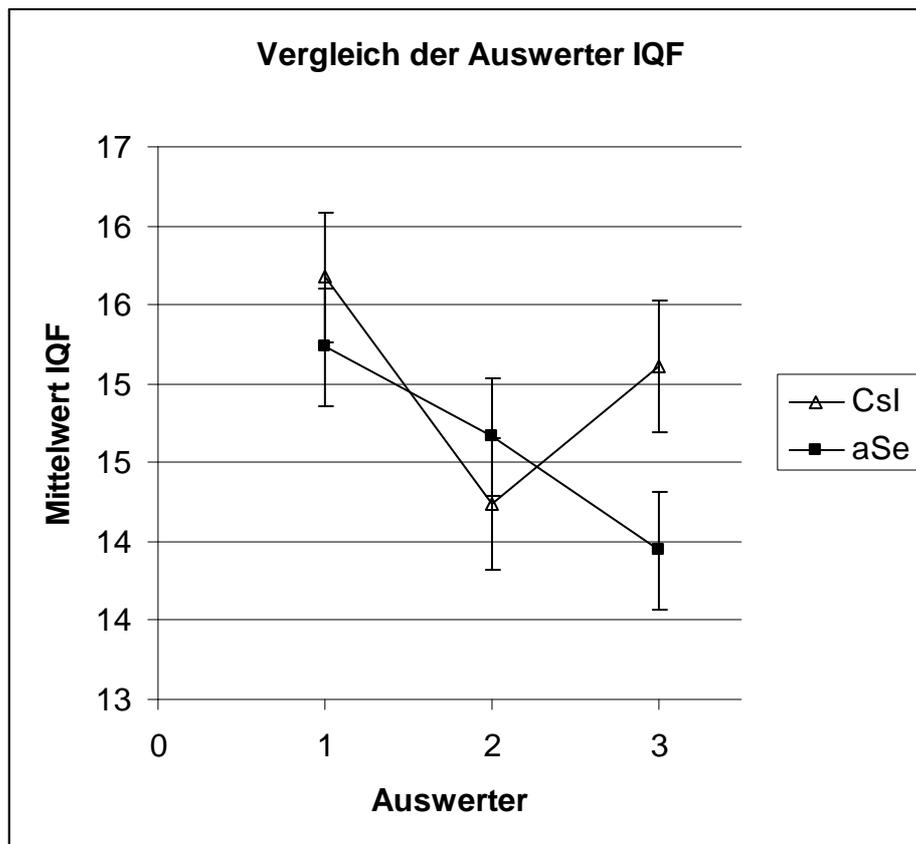


Diagramm 19: Vergleich der Geräte IQF nach Untersucher

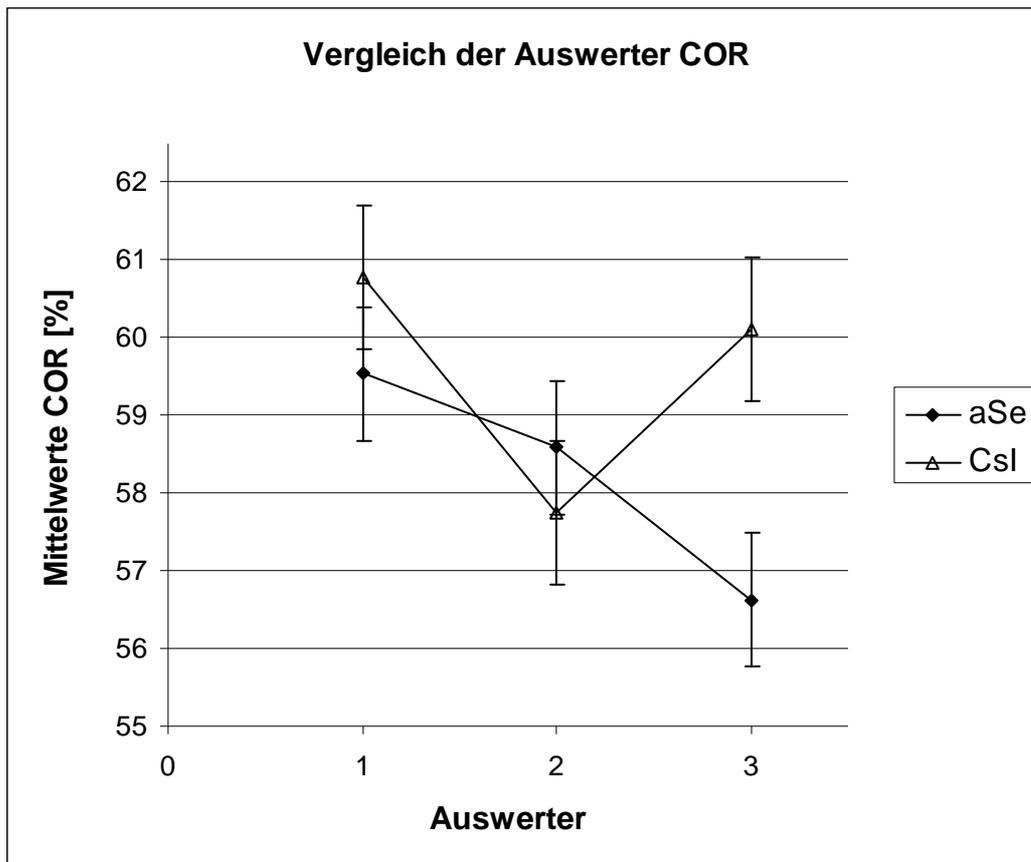


Diagramm 20: Vergleich der Geräte COR nach Untersucher

3.13. Oberflächendosis der einzelnen Geräte

Die Messung der Oberflächendosis (ESAK-Entrance Surface Air Kerma) der einzelnen Geräte im Bereich von 16 bis 125 mAs wurde mit einem Mult-O-Meter Model 581 (Unfors Instruments, Schweden) bei 28 kVp durchgeführt. Der Sensor wurde mittig im Strahlenfeld auf das CDMAM-Phantom gesetzt. Die Messung wurde ohne Kompressionseinrichtung durchgeführt.

3.13.1. ESAK des aSe-Systems

In der Tabelle 13 und im Diagramm 21 sind die Oberflächendosiswerte des aSe-Systems zusammengefasst. Die Werte gelten sowohl mit als auch ohne Verwendung des Rasters.

| mAs | Dosis in mGy bei 3 cm | Dosis in mGy bei 5 cm | Dosis in mGy bei 3 cm | Dosis in mGy bei 5 cm |
|-----|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| | PMMA, Mo/Mo | PMMA, Mo/Mo | PMMA, Mo/Rh | PMMA, Mo/Rh |
| 16 | 2,241 | 2,375 | 1,67 | 1,773 |
| 32 | 4,515 | 4,794 | 3,375 | 3,582 |
| 40 | 5,654 | 6,003 | 4,222 | 4,483 |
| 50 | 7,022 | 7,455 | 5,248 | 5,563 |
| 63 | 8,868 | 9,421 | 6,628 | 7,035 |
| 80 | 11,3 | 12 | 8,438 | 8,96 |
| 100 | 14,18 | 15,05 | 10,58 | 11,24 |
| 125 | 17,78 | 18,88 | 13,28 | 14,09 |

Tabelle 13: ESAK des aSe-Systems in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

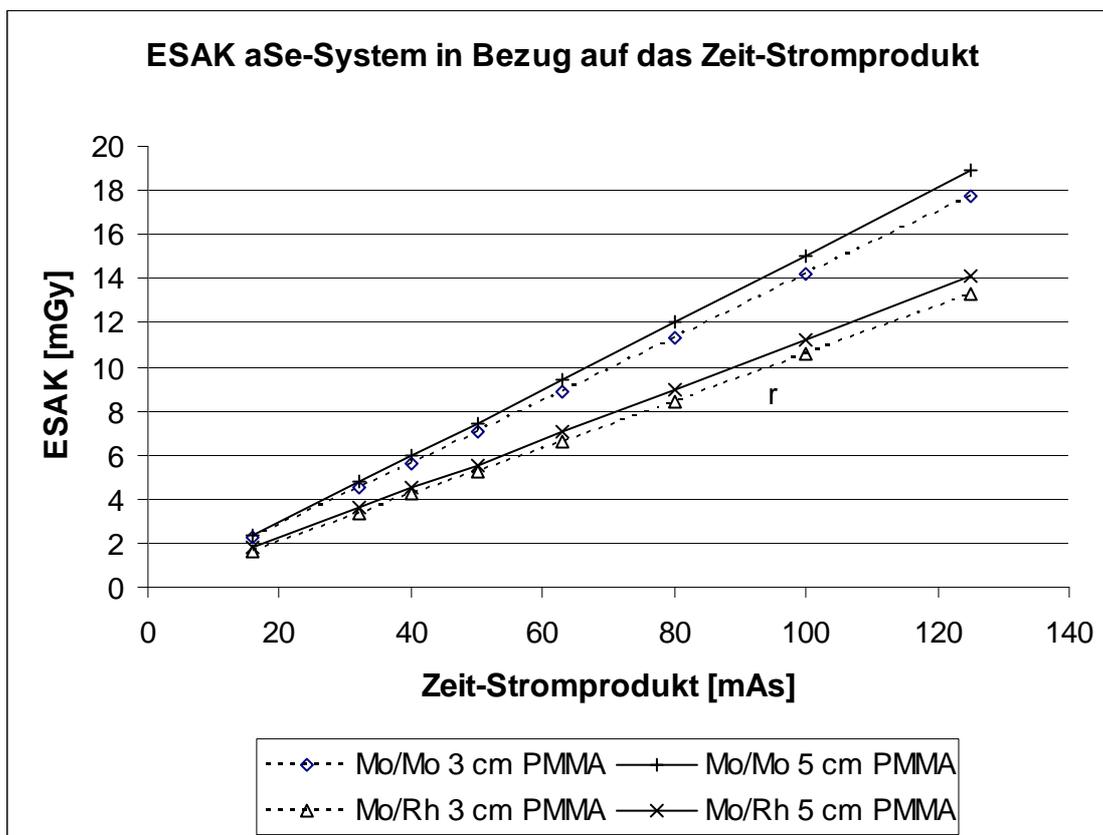


Diagramm 21: ESAK des aSe-Systems in Bezug zu mAs

3.13.2. ESAK des Csl-Systems

Tabelle 14 und Diagramm 22 zeigt die Oberflächendosiswerte des Csl-Systems mit Raster. Die Oberflächendosiswerte des Csl-Systems ohne Verwendung eines Rasters sind in Tabelle 15 und Diagramm 23 aufgeführt. Diagramm 24 verdeutlicht die Oberflächendosis des Csl-Systems bei Molybdän als Anoden- und Filtermaterial.

| mAs | Dosis in mGy bei 3 cm PMMA, Mo/Mo | Dosis in mGy bei 5 cm PMMA, Mo/Mo | Dosis in mGy bei 3 cm PMMA, Mo/Rh | Dosis in mGy bei 5 cm PMMA, Mo/Rh | Dosis in mGy bei 3 cm PMMA, Rh/Rh | Dosis in mGy bei 5 cm PMMA, Rh/Rh |
|-----|---|---|---|---|---|---|
| 16 | 1,924 | 2,019 | 1,570 | 1,648 | 1,507 | 1,578 |
| 32 | 3,849 | 4,073 | 3,141 | 3,322 | 3,001 | 3,180 |
| 40 | 4,811 | 5,101 | 3,916 | 4,164 | 3,759 | 3,985 |
| 50 | 6,014 | 6,387 | 4,906 | 5,213 | 4,699 | 4,988 |
| 63 | 7,577 | 8,064 | 6,180 | 6,578 | 5,914 | 6,299 |
| 80 | 9,622 | 10,255 | 7,852 | 8,366 | 7,515 | 8,021 |
| 100 | 12,027 | 12,84 | 9,833 | 10,466 | 9,390 | 10,021 |
| 125 | 15,034 | 16,115 | 12,277 | 13,149 | 11,747 | 12,586 |

Tabelle 14: ESAK des Csl-Systems mit Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

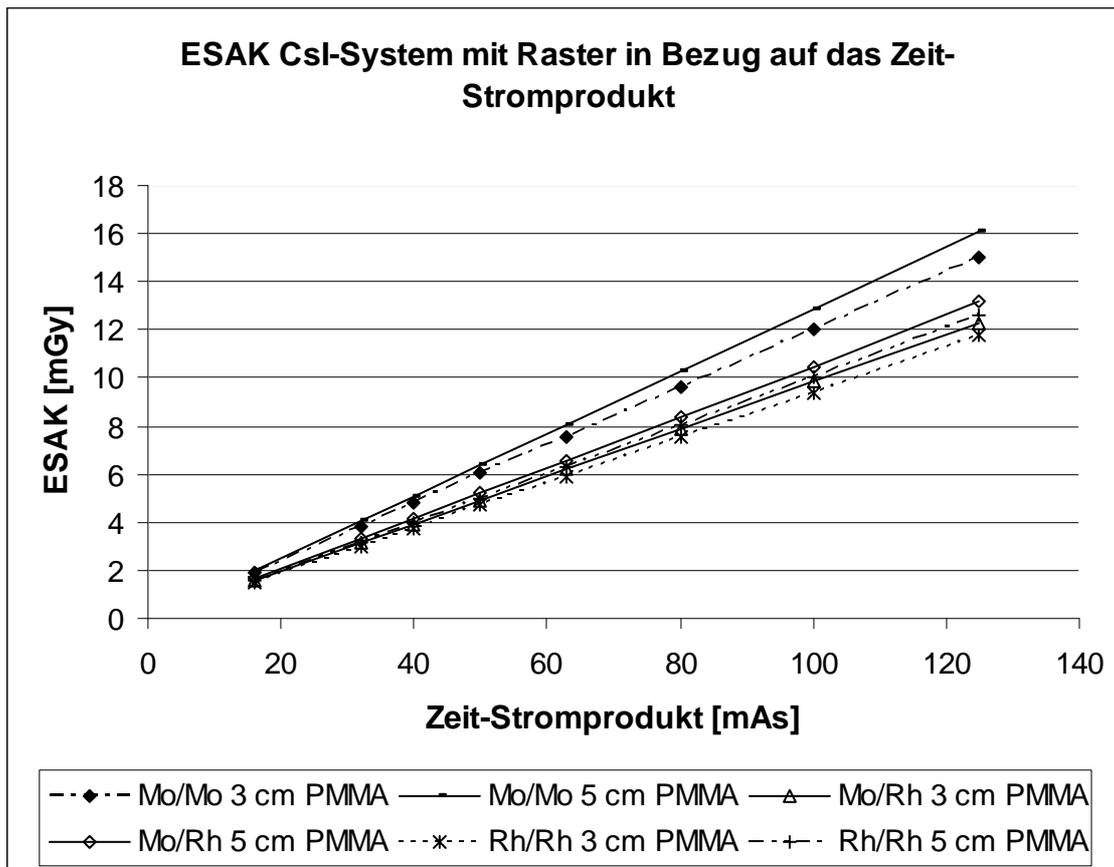


Diagramm 22: ESAK des Csl-Systems mit Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

| mAs | Dosis in mGy |
|-----|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
| | bei 3 cm PMMA, Mo/Mo | bei 5 cm PMMA, Mo/Mo | bei 3 cm PMMA, Mo/Rh | bei 5 cm PMMA, Mo/Rh | bei 3 cm PMMA, Rh/Rh | bei 5 cm PMMA, Rh/Rh |
| 16 | 1,854 | 1,978 | 1,510 | 1,612 | 1,446 | 1,543 |
| 32 | 3,707 | 3,957 | 3,025 | 3,232 | 2,897 | 3,096 |
| 40 | 4,634 | 4,946 | 3,782 | 4,037 | 3,615 | 3,864 |
| 50 | 5,792 | 6,182 | 4,722 | 5,054 | 4,526 | 4,828 |
| 63 | 7,298 | 7,79 | 5,954 | 6,358 | 5,701 | 6,081 |
| 80 | 9,268 | 9,892 | 7,558 | 8,067 | 7,249 | 7,725 |
| 100 | 11,585 | 12,364 | 9,457 | 10,083 | 9,047 | 9,659 |
| 125 | 14,481 | 15,455 | 11,821 | 12,613 | 11,310 | 12,074 |

Tabelle 15: ESAK des Csl-Systems ohne Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

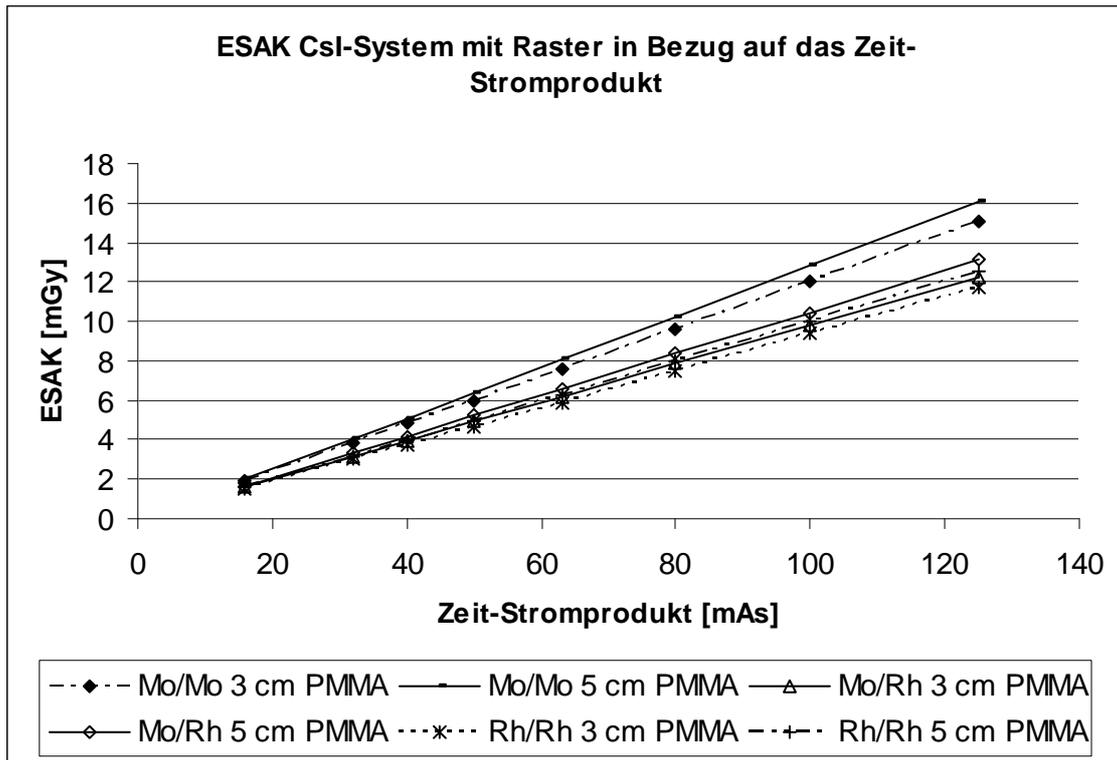


Diagramm 23: ESAK des Csl-Systems ohne Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

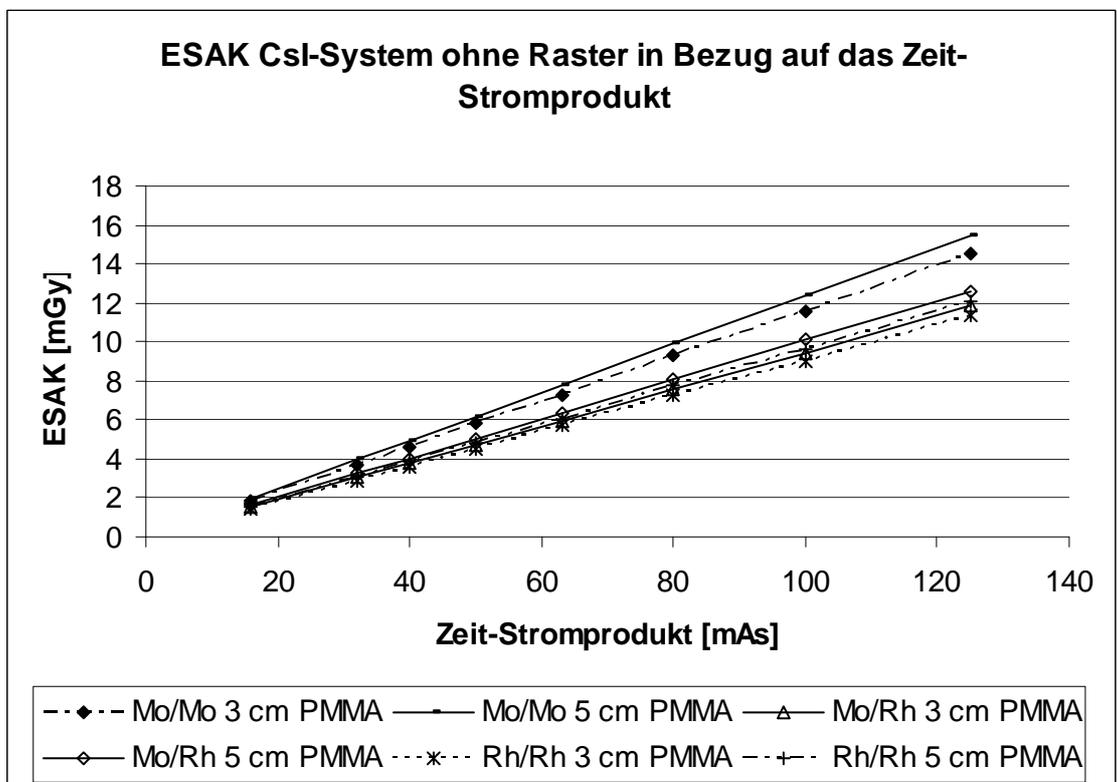


Diagramm 24: ESAK des Csl-Systems 3 und 5 cm PMMA, Mo/Mo mit und ohne Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

3.13.3. Konventionelles Mammographiegerät

Bei dem konventionellen Mammographiegerät wurde das Kodak Min-R 2 Film-Screen-System verwendet in Kombination mit dem Kodak Miniloader 2000P zur Entwicklung. Anoden- und Filtermaterial bestanden aus Molybdän. Die Oberflächendosiswerte des konventionellen Mammographiegeräts mit Raster sind in Tabelle 16 und Diagramm 25 zusammengefasst.

| mAs | Dosis in mGy bei 3 cm Phantom, Mo/Mo und Raster | Dosis in mGy bei 5 cm Phantom, Mo/Mo und Raster |
|-----|--|--|
| 16 | 1,822 | 1,946 |
| 32 | 3,661 | 3,908 |
| 40 | 4,582 | 4,894 |
| 50 | 5,735 | 6,113 |
| 63 | 7,226 | 7,702 |
| 80 | 9,181 | 9,783 |
| 100 | 11,48 | 12,24 |
| 125 | 14,39 | 15,33 |

Tabelle 16: ESAK des Konventionellen Mammographiegerätes mit Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

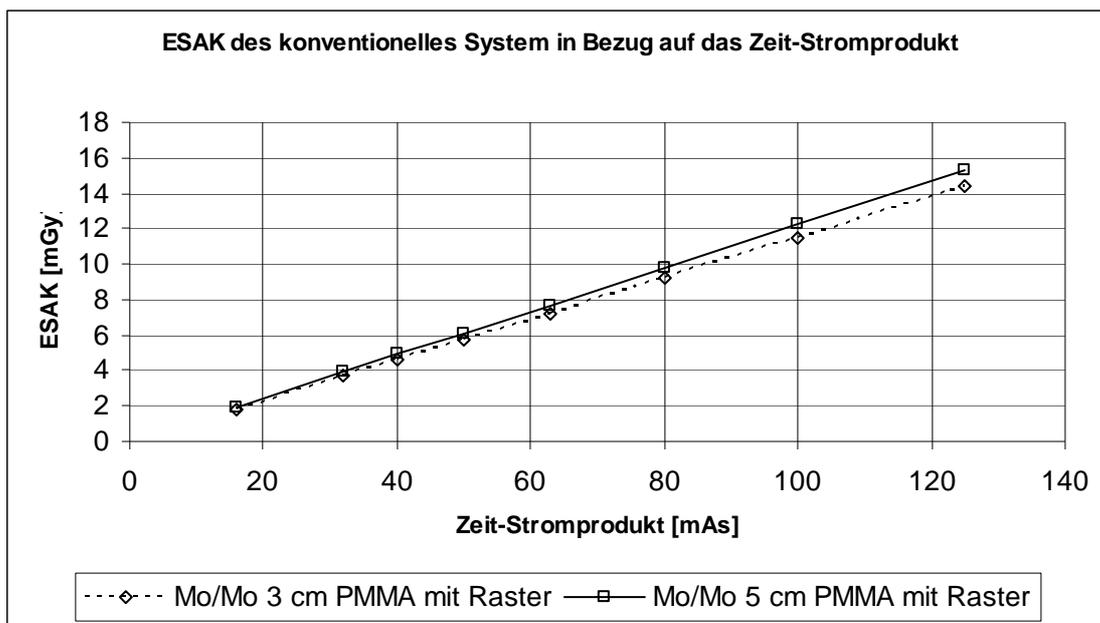


Diagramm 25: ESAK des Konventionellen Mammographiegerätes mit Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

4. Diskussion

In dieser Arbeit wurden 2 verschiedene digitale Vollfeldmammographieeinheiten und ein konventionelles Film-Folien-System miteinander verglichen. Dazu wurden mit jedem Mammographie-Gerät jeweils 8 Bilder mit ansteigendem Zeit-Stromprodukt bei den verschiedenen Anode-Filterkombinationsmöglichkeiten aufgenommen. Daraus ergaben sich für das CsI-System insgesamt 96 Bilder und für das aSe-Gerät, durch das Fehlen der Möglichkeit Rhodium als Anodenmaterial zu verwenden, nur 64 Aufnahmen. Beim konventionellen Mammographiegerät wurden nur Aufnahmen mit Molybdän als Anoden- und Filtermaterial unter Verwendung eines Rasters durchgeführt, da alle übrigen Kombinationsmöglichkeiten aufgrund der starken Überbelichtung nicht auswertbar gewesen wären. Jedes dieser 176 Bilder wurde unabhängig von drei Untersuchern gelesen.

4.1. Vergleich der digitalen Vollfeldmammographie mit konventioneller Aufnahmetechnik

Kritiker der digitalen Mammographie führen als Argument häufig die niedrige Grenzauflösung der FFDM an. Bei digitalen Mammographiegeräten liegt die maximale Ortsauflösungsfrequenz zumeist im Bereich von 5 lp/mm und damit deutlich unter der europäischen Mindestanforderung für konventionelle Mammographiegeräte. Allerdings haben digitale Systeme eine wesentlich höhere effektive Quantenausbeute und Kontrastaufklärung. Daraus resultiert eine bessere Kontrast-Detail-Erkennbarkeit in dem für das menschliche Auge sensibelsten Bereich von 1 - 4 lp/mm ⁽³⁰⁾.

Selbst bei der SFM, welche eine maximale Ortsauflösungsfrequenz von fast 20 lp/mm besitzt, liegt die Größe der minimal sichtbaren Mikroverkalkungen im Bereich von 130 μm ⁽⁴⁹⁾. In einer Phantomstudie von Rong et al. ⁽⁷⁴⁾ konnte nachgewiesen werden, dass die digitale Mammographie Mikroverkalkungen gerade in dem Bereich von 125 - 140 μm besser darstellen kann als die SFM. Daraus lässt sich schließen, dass das Signal-zu-Rausch-Verhältnis der Mikroverkalkungen im Zusammenhang mit dem Hintergrundrauschen einer der

am stärksten limitierenden Faktoren bei der FFDM ist und damit wesentlich wichtiger als die maximale Auflösung bei Hochkontrast-Objekten.

In dieser Arbeit war das konventionelle Mammographiegerät beiden FFDM-Systemen sowohl in der Detektionsrate als auch der IQF signifikant unterlegen. Die Oberflächendosis (ESAK = Entrance Surface Air Kerma) der SFM lag unterhalb der für beide digitalen Geräte gemessenen Werte, bei allerdings deutlich schlechteren Ergebnissen, so dass die berechnete ESAK bei gleichen COR- und IQF-Werten über denen der digitalen Geräte lag.

Unsere Ergebnisse stimmen mit anderen Phantomstudien ^(6,45,66,78,80,88,96) überein, welche digitale Vollfeldmammographiesysteme mit konventioneller Mammographie vergleichen. Die Autoren dieser Studien sehen ebenfalls eine Überlegenheit sowohl von Csl-Systemen als auch von aSe-Geräten gegenüber Film-Folien-Systemen. Die Unterschiede zwischen den einzelnen Studien liegen vor allem in den verwendeten Phantomen und dem Aufbau der Studie.

Diese deutliche Überlegenheit der digitalen Technik konnte bisher in klinischen Studien nur teilweise nachvollzogen werden. Eine prospektive Studie mit 55 Patientinnen mit Verkalkungen von Fischer et al. ⁽²⁶⁾ zeigte eine verbesserte Bildqualität des Csl-Systems gegenüber einem konventionellen Mammographiegerät. Ebenso bestand eine höhere Sensitivität und Reliabilität. Eine große Studie mit fast 50 000 Frauen von Pisano et al. ⁽⁷¹⁾ untersuchte die diagnostische Güte digitaler Techniken im Vergleich mit konventionellen Aufnahmen beim Mammakarzinomscreening. Ihre Ergebnisse zeigen einen Vorteil der FFDM bei Frauen vor dem 50. Lebensjahr, bei Frauen mit radiologisch dichtem Brustgewebe und Frauen vor und während der Menopause.

Darüber hinaus gab es jedoch auch andere klinische Studien, die eine Ebenbürtigkeit der digitalen Vollfeldmammographie gegenüber Film-Folien-Systemen herausfanden ^(52,53,84).

4.2. Vergleich der Anoden-Filterkombinationen der digitalen Mammographiegeräte

Die besten Ergebnisse in Bezug zur benötigten Oberflächendosis erzielte das CsI-System mit Rhodium als Anoden- und Filtermaterial. Die einzige Ausnahme fand sich bei 3 cm dickem PMMA ohne Verwendung eines Rasters, hierbei war Molybdän als Anoden- und Filtermaterial den anderen Kombinationen überlegen. In dieser Versuchsanordnung waren die Ergebnisse des CsI-Systems sogar signifikant besser als diejenigen des aSe-Gerätes.

Die Überlegenheit der Anordnung mit Rhodium als Anoden- und Filtermaterial bei größeren Brustdicken stimmen mit den Resultaten von Dance et al. ⁽²⁰⁾ überein, dessen Arbeit ebenfalls einen Vorteil dieser Kombination gegenüber den beiden anderen sieht. Allerdings zeigen die Ergebnisse dieser Arbeitsgruppe, dass durch eine Kombination mit Wolfram als Anodenmaterial und Rhodium als Filtermaterial oder mit einer Rhodiumanode und Aluminiumfilter im Vergleich zu der Verwendung von Rhodium für beides tendenziell nochmals bessere Werte erzielt werden können. Diese neuen Anoden-Filterkombinationen lohnen sich sogar in Verwendung von konventionellen Mammographiegeräten bei dickeren Mammae, um bei gleich bleibender Bildqualität eine Dosisersparung von bis zu 50 % zu erreichen. Die bisher häufig verwendete Kombination von Molybdän für Anode und Filter werden analog zu unseren Ergebnissen nur noch bei geringen Brustdicken als sinnvoll erachtet ⁽²⁰⁾. Young et al. ⁽⁹⁸⁾ publizierten 2006 ebenfalls das Erreichen einer deutlichen Bildqualitätverbesserung durch die Verwendung von Rhodium als Anoden- und Filtermaterial. Im Gegensatz zu Dance et al. erreichten sie diese Verbesserung allerdings bei gleichzeitig leicht erhöhten Dosiswerten.

Die Ergebnisse des aSe-Systems stehen hier im Widerspruch zur aktuellen Studienlage ^(7,18,20,38), da zwar generell die rasterlosen Aufnahmen besser abschnitten, aber die Kombination mit Mo/Mo bei 3 cm PMMA der Verwendung einer Molybdänanode mit Rhodiumfilter, in Bezug zur benötigten Oberflächendosis, unterlegen war. Bei 5 cm PMMA zeigen unsere Werte, ebenfalls im Gegensatz zu den Resultaten anderer Arbeiten ^(7,18,20,63), keinen Vorteil der Nutzung einer Molybdänanode mit Rhodiumfilter gegenüber der

Verwendung von Molybdän als Anoden- und Filtermaterial. Eine mögliche Ursache könnte die insgesamt höhere Strahlung des aSe-Systems gegenüber der CsI-Einheit sein (s. Tabelle 13 im Vergleich zu den Tabellen 14 und 15).

4.3. Vergleich der beiden FFDM-Geräte

Die aktuellen Technologien der Mammographie werden in direkte und indirekte Verfahren eingeteilt. Direkte Detektoren verwenden amorphes Selen als Detektormaterial, um einfallende Röntgenstrahlen direkt in ein Ladungsbild umzuwandeln (ohne Unschärfe). Die indirekte Methode nutzt Cäsium aktiviertes Jodid, um die Röntgenstrahlen in sichtbares Licht umzusetzen, welches dann in einem weiteren Prozess durch Photodioden als digitales Bild gespeichert werden kann. Durch diesen zusätzlichen Verarbeitungsprozess ist die Pixelgröße der CsI-Systeme um fast 20 Prozent größer bei gleichzeitig geringerer Modulationsübertragungsfunktion. Diese Annahme wird durch die Ergebnisse von Suryanarayanan et al. ⁽⁸⁷⁾ unterstützt, welche beim Vergleich eines FFDM-Systems mit 100 µm Pixelgröße zu einem CCD-System mit 39 und 78 µm Pixelgröße, signifikant bessere Ergebnisse erzielten, je kleiner die einzelnen Pixel waren. Einschränkend muss hierbei erwähnt werden, dass diese Ergebnisse auf der Auswertung von nur 72 Bildern basieren. Ebenso wurde nicht untersucht inwieweit dieser Effekt auf das unterschiedliche Hintergrund-rauschen der beiden Geräte zurückzuführen ist.

Aus diesem Grund gingen wir zu Beginn dieser Arbeit davon aus, dass das direkte aSe-System der indirekten CsI-Einheit überlegen sein müsste. In den durchgeführten Versuchsanordnungen ergaben sich dann allerdings, trotz der höheren Ortsauflösung des aSe-Systems, für beide digitalen Mammographiegeräte sehr ähnliche Ergebnisse in COR und IQF. Stattdessen waren die Ergebnisse bei der Verwendung des dickeren Phantoms sogar schlechter. Eine mögliche Erklärung könnte im jeweiligen Raster und dessen Bewegungen liegen, da diese bei dickerem Phantom und damit verbundener höherer Streustrahlung stärker zur Geltung kommen.

Diese Theorie würde erklären, warum das Weglassen des Rasters den Unterschied zwischen den beiden Geräten deutlich minimiert. Dieser Effekt ist ebenfalls bei der Verwendung des 3 cm dicken Phantoms nachweisbar, allerdings wesentlich weniger ausgeprägt.

Betrachtet man die Daten insgesamt als gepoolte Werte, so zeigt das CsI-System, mit einem p-Wert von 0,0007, signifikant bessere IQF-Werte als das aSe-System. Das Ergebnis widerspricht damit der initialen Vermutung, dass ein System auf aSe-Basis der indirekten FFDM überlegen sein müsste

4.4. Dosisreduktion

In der Überlegung, ob eine weitere Strahlenreduktion bei Mammographieaufnahmen anzustreben ist oder ob man stattdessen lieber die Bildqualität verbessern sollte, müssen sicherlich auch die durch Mammographie induzierten Tumoren berücksichtigt werden. Bei Strahlenexposition der Brust werden mehr als 98 Prozent der Strahlung zur effektiven Dosis. Es wird angenommen, dass Drüsengewebe das empfindlichste Gewebe der Mamma im Hinblick auf die Induktion eines Tumors durch ionisierende Strahlung darstellt. Daher wird die mittlere Parenchymdosis zur Charakterisierung des Strahlenrisikos herangezogen. Da diese Parenchymdosis allerdings nicht direkt gemessen werden kann, wird sie anhand verschiedener Berechnungsmodelle aus der Oberflächendosis oder der Einzeldosis ermittelt. Zu Beginn der konventionellen Mammographie lag der Mittelwert der mittleren Parenchymdosis im Bereich von 20 mGy pro Aufnahme. Durch immer weiterführende Optimierung von Aufnahmetechnik und Materialien konnte die mittlere Parenchymdosis bereits auf Werte von 1 mGy gesenkt werden ⁽⁷⁶⁾. Dass weitere Bemühungen zur Dosisreduktion absolut notwendig sind zeigte eine Studie von Svahn et al. ⁽⁸⁹⁾, in der nachgewiesen werden konnte, dass eine erneute Dosisreduktion um 50 Prozent, je nach verwendetem Berechnungsmodell, zu 3 bis 9 weniger durch Mammographie induzierten Brustkrebskrankungen pro 100 000 Frauen führen würde, bei jährlich durchgeführtem Screening im Zeitintervall vom 40. bis 49. Lebensjahr.

4.4.1. Dosisreduktion durch Entfernung des Rasters

Bisher wird bei der digitalen Mammographie, analog zu konventionellen Aufnahmen, ein Raster verwendet. Dieses Raster beeinflusst in der Film-Folien-Mammographie über eine Reduktion der Streustrahlung vor allem den Kontrast des Bildes. Der Kontrast in digitalen Aufnahmen lässt sich jedoch durch Fenstereinstellungen und digitale Nachbearbeitung sehr gut einstellen. Bei digitalen Geräten besteht somit der größte Einfluss des Rasters auf das Signal-zu-Rausch-Verhältnis, welches wiederum direkt von der verwendeten Dosis abhängt.

In unserer Arbeit konnte gezeigt werden, dass beide digitale Mammographiegeräte durch Entfernung des Rasters tendenziell bessere Ergebnisse erzielten. Am stärksten ausgeprägt war dies bei einer simulierten Brustdicke von 3 cm. Bei Verwendung von 5 cm PMMA hob sich dieser Unterschied fast vollständig auf, das Csl-Gerät erreichte mit der Anordnung Mo/Mo und Rh/Rh sogar leicht bessere Werte unter Nutzung eines Rasters. Bei der Kombination einer Molybdänanode mit einem Rhodiumfilter schnitt die rasterfreie Technik minimal besser ab. Ähnliche Ergebnisse fanden Veldkamp et al. ⁽⁹⁵⁾, deren Studie signifikant bessere Kontrast-Detail-Diagramme für Brustdicken von 1 und 3 cm PMMA ohne Raster ergaben im Vergleich zu den Aufnahmen mit Verwendung eines Rasters. Ebenfalls ähnlich zu uns sehen Veldkamp et al. dabei zusätzlich noch die Möglichkeit einer Dosisersparung durch Entfernung des Rasters bei Brustdicken kleiner 6 cm. Auch die Arbeitsgruppe von Gennaro et al. ⁽³⁶⁾ publizierten eine mögliche Dosisersparung von 25 % bei rasterlosen Aufnahmen von Mammae kleiner 4 cm Dicke. Dieses Einsparungspotential verringert sich bei Dicken von 4 - 6 cm auf 10 % und ist darüber hinaus nicht mehr nachweisbar. Die Arbeiten von Nykänen ⁽⁶¹⁾ und Bernhardt ⁽⁵⁾ konnten ebenfalls ein ähnliches Dosisersparungspotential bei geringen Brustdicken und Verwendung einer rasterlosen Aufnahmetechnik nachweisen. Um diesen Vorteil der FFDM ausschöpfen zu können, müssen die digitalen Mammographiegeräte auf Aufnahmen ohne Raster und auf höhere Abschalt Dosen kalibriert werden, um

somit bei gleich bleibender oder eventuell sogar verbesserter Bildqualität mit höherer Detektordosis insgesamt eine deutliche Dosisreduktion zu erzielen ⁽²²⁾. Eine Dosisersparung durch rasterlose Aufnahmen ist somit zwar möglich, durch die Beschränkung auf eine maximale Brustdicke von kleiner als 4 cm kann diese allerdings in der Klinik nur bei einem Teil der Aufnahmen sinnvoll eingesetzt werden.

4.4.2. Dosisreduktion durch Verwendung digitaler Technik

Die klinische Studie von Hermann et al. ⁽⁴⁷⁾ mit 591 Patientinnen und 1116 digitalen Mammographenaufnahmen konnte eine Dosisreduktion von 25 % nachweisen durch die Verwendung eines digitalen Flächendetektors auf der Basis von amorphem Silizium im Vergleich zu konventionellen Film-Folien-Mammographien. Sie sahen die Dosisersparung analog zu unseren Ergebnissen durch die Möglichkeit in der FFDM die bisher am häufigsten verwendete Anoden-Filterkombination Mo/Mo gegen Rh/Rh zu tauschen. Die dadurch erreichte härtere Strahlung in Kombination mit einer höheren Anodenspannung (kVp) führt zu einer geringeren Parenchymdosis. Im Gegensatz zur konventionellen Mammographie, welche dadurch einen erheblichen Informationsverlust hinnehmen müsste, kann die Qualität der digitalen Bilder aufgrund des großen Dynamikbereiches des Detektors und durch nachträgliche Modifikation der Helligkeit und des Kontrasts mittels Fenstertechnik am Befundungsmonitor weitgehend konstant gehalten werden. Thilander et al. ⁽⁹²⁾ führten eine klinische Studie mit 965 Frauen durch, in der sie herausfanden, dass das Dosisersparungspotential unter Verwendung einer Wolframanode mit Rhodiumfilter auf bis zu 50 Prozent gesteigert werden kann. Die Phantomstudien von Dance ⁽²⁰⁾ und Toroi ⁽⁹³⁾ stützen diese Resultate. Auch die klinischen Studien von Gosch ⁽⁴⁰⁾ und Gennaro ⁽³³⁾ zeigen ein Dosisersparungspotential bei Verwendung der digitalen Technik. Dieses Dosisersparpotenzial ist bei dicken Mammae am stärksten nachweisbar. In Phantomstudien konnte gezeigt werden, dass für Brustdicken ab 70 mm eine Dosisreduktion bis 40 Prozent möglich wäre. Ab einer Dicke von 30 mm und geringer ist dieser Effekt kaum noch nachweisbar ^(34,36,45,46,65,91).

Im Gegensatz zu diesen Arbeiten publizierten Fischmann et al. ⁽³⁰⁾ eine klinischen Studie, in welcher das digitale Mammographiegerät im Vergleich zu den konventionellen Aufnahmen tendenziell höhere Dosiswerte erreichte. Dieser Unterschied zur vorliegenden Arbeit und anderen Studien liegt zum einen in der Auswertung der digitalen Bilder in Form von Laserausdrucken, wodurch ein Vorteil der digitalen Mammographie, nämlich die Verwendung von Nachbearbeitungen durch Fenstertechnik bei der Auswertung am Befundungsmonitor, entfällt.

Eine zweite Ursache betrifft vermutlich die Verwendung der automatisch gewählten Belichtungsparameter ohne Neukalibrierung auf höhere Abschalt Dosen und Verwendung von Rhodium als Anoden- und Filtermaterial. Trotzdem sahen Fischmann et al. das FFDM-System als mindestens gleichwertig zum konventionellen Mammographiegerät, da es in der Bildqualität und der Erkennbarkeit der Strukturen zumindest gleichwertige, zum Teil signifikant bessere Ergebnisse erzielte. Zusätzlich kommt es zu einer besseren Auflösung im Bereich der Haut und der Areolae mammae. Ebenfalls verbessert ist die Darstellung des Musculus pectoralis, da das FFDM keine Filmkassette und keinen Filmkassettenhalter benötigt, so dass der Detektor näher an die Brustwand heranreicht.

4.5. Verwendung von Phantomen

Um Mammographiegeräte zu vergleichen werden heute häufig Phantome benutzt. Am häufigsten verwendet werden das CDMAM 3.4 und sein Vorgänger CDMAM 3.2, sowie das Phantom des American College of Radiology (ACR RMI 156) und das ihm ähnliche CRIS 11A.

Bei Verwendung des CDMAM-Phantoms wird die Kontrast-Detail-Erkennbarkeit, wie auch in der vorliegenden Arbeit, verglichen. Die beiden anderen Phantome enthalten punktförmige Strukturen („specks“), weichteildichte Herdbefunde („masses“), und Fäden unterschiedlicher Dicke. Diese eignen sich gut zur Simulation von Veränderungen in der weiblichen Brust ^(10,11,29,35,65,73,91,95,96).

Ein großer Vorteil der Phantomnutzung ist die direkte Vergleichbarkeit einzelner Geräte bzw. Studien ohne zusätzliche Strahlenbelastung für die Patientinnen. Nachteile von Phantomen sind sicherlich der eingeschränkt nutzbare Dynamikbereich und der gleichmäßige, unstrukturierte Hintergrund, wodurch eine Übertragung der Ergebnisse auf den klinischen Bereich nur eingeschränkt möglich ist ^(10,40). Aus diesem Grund haben Grosjean und Muller ⁽⁴²⁾ eine Studie mit dem Phantom CDMAM 3.4 auf strukturiertem Hintergrund durchgeführt, in der sie feststellten, dass die Erkennbarkeit kleiner Details $< 0,4$ mm weiterhin durch das Rauschen limitiert wird, die Sichtbarkeit größerer Strukturen vor allem im low-contrast Bereich sind nun allerdings durch den Hintergrund bestimmt. Diese Ergebnisse entsprechen den früheren Erfahrungen mit digitalisierten Filmen ^(15,50).

4.6. Einschränkung der Ergebnisse

Alle Daten wurden über ein Bildarchivierungs- und Kommunikationssystem (Picture Archiving and Communication System = PACS) in das Computersystem eingespielt (Siemens, Erlangen, Deutschland). Die Auswertung aller Daten erfolgte dann auf Monitoren einer General Electric Senographe RWS Workstation. Da die Befundung auf der Auswertestation mit Rohdatenbildern erfolgte, welche noch nicht optimiert wurden, gehen wir davon aus, dass dies keinen Einfluss auf die Qualität der amorphen Selen-Daten hatte. Allerdings ist dieser Arbeitsplatz für ein CsI-System optimiert, wodurch eine Reduktion der Güte der aSe-System-Daten nicht ausgeschlossen werden kann.

Eine weitere Einschränkung der Ergebnisse ergibt sich durch die große Schwankungsbreite zwischen den einzelnen Untersuchern, welche zum Teil höher lag als die Unterschiede zwischen den beiden digitalen Mammographiegeräten. Dies kann zu artifiziellen Unterschieden geführt haben ohne Beziehung zur tatsächlichen Bildqualität.

4.7. Übertragbarkeit auf klinische Arbeiten

Da wir mit einem Phantom und ohne strukturierten Hintergrund gearbeitet haben, ist eine Übertragbarkeit der Ergebnisse dieser Arbeit auf klinische Arbeiten nur bedingt gegeben. Man kann davon ausgehen, dass beide digitalen Vollfeldmammographiesysteme auch in der klinischen Anwendung zumindest gleichwertige Ergebnisse zu konventionellen Aufnahmen erzielen werden. Ebenso ist anzunehmen, dass das hier gezeigte Dosisersparungspotenzial klinisch genutzt werden kann, vermutlich aber in geringerem Umfang.

4.8. Ausblick

Die konventionelle Mammographie wird nun seit über 4 Jahrzehnten erfolgreich in der Klinik eingesetzt und stetig verbessert. Die digitale Mammographie steckt im Vergleich dazu noch in den Kinderschuhen. Es steht außer Frage, dass die technische Entwicklung und Optimierung der FFDM enorm schnell vorangetrieben wird, so dass sie bereits den bisher verwendeten Film-Folien-Systemen mindestens ebenbürtig ist. Um aber das Potential der digitalen Aufnahmetechnik voll ausschöpfen zu können, sollte die Befundung in Zukunft in digitaler Weise am Monitor stattfinden. Hierzu müssen Workstation mit neuen hochauflösenden Monitoren mit mindestens 4000 x 4000 Bildpunkten bereitgestellt werden ⁽²⁴⁾.

Die bisher verwendeten Monitore mit einer Auflösung von maximal 2 k x 2,5 k Pixel ergeben keinen signifikanten Unterschied zwischen soft-copy-reading und der Auswertung von Mammographien anhand von Laserausdrucken in Bezug auf Spezifität, Sensitivität und Geschwindigkeit ^(64,70).

Ein weiterer Vorteil der FFDM, die digitalen Speicherung der Bilder und somit der Möglichkeit zur Teleradiologie und Verwendung computerunterstützter Diagnoseprogramme, beinhaltet aber auch die Problematik der Schaffung eines sehr großen Speicherplatzes. So würde eine Klinik zum einmaligen Screening von 5 000 Frauen eine Datenspeicherkapazität von mehr als einem Terabyte benötigen.

Wann jedoch die digitale Mammographie in der Lage sein wird die konventionelle Mammographie für alle Zielgruppen abzulösen, bleibt abzuwarten und muss in weiteren klinischen Studien untersucht werden.

5. Zusammenfassung

Das Mammakarzinom ist in den westlichen Industrieländern der häufigste maligne Tumor der Frau. Das Lebenszeitrisiko liegt bei ungefähr 10 % mit weltweit steigender Tendenz. Dabei ist eine frühe Diagnosenstellung zur Reduktion der Mortalität und Verbesserung der Prognose ausschlaggebend. In den letzten Jahren konnten große Studien zeigen, dass die konventionelle Mammographie mit einer Sensitivität von 72,4 % und einer Spezifität von 97,3 % bisher das beste Verfahren für die Brustkrebsfrüherkennung darstellt. Auf der anderen Seite sind 10 - 20 % aller palpablen Mammakarzinome in der Mammographie nicht sichtbar. Um Brustkrebs noch früher und sicherer diagnostizieren zu können, werden seit einigen Jahren digitale Mammographiesysteme entwickelt. Diese besitzen trotz ihrer geringeren maximalen Ortsauflösung im Vergleich zur konventionellen Film-Folien-Mammographie eine höhere effektive Quantenausbeute und ein besseres Signal-zu-Rausch-Verhältnis.

In dieser Arbeit wurde eine neue digitale Vollfeldmammographieeinheit auf der Basis von amorphem Selen mit einem mit Cäsium aktivierten Jodid arbeitenden, bereits von der FDA zugelassenen, Gerät und mit einem konventionellen Mammographiesystem verglichen. Ein besonderes Augenmerk galt dabei dem möglichen Dosisersparungspotenzial durch Verwendung neuer Detektoren, härterer Strahlung und rasterloser Technik. Hierzu wurde das CDMAM-Phantom 3.4 mit 3 bzw. 5 cm Plexiglas verwendet, um unterschiedlich dicke Mammae zu simulieren. Es wurden mit jedem System Bilderserien mit den Anoden-Filterkombinationen Mo/Mo, Mo/Rh und Rh/Rh hergestellt, jeweils mit und ohne Raster. Diese Bilder wurden von 3 Untersuchern unabhängig voneinander gelesen.

Wir fanden heraus, dass beide digitalen Systeme signifikant bessere Ergebnisse im Vergleich zum konventionellen Mammographiesystem erreichten. Wider unserer Erwartungen zu Beginn der Arbeit, zeigte sich, trotz der höheren Ortsauflösung und geringeren Pixelgröße, keine Überlegenheit des neuen aSe-Systems gegenüber dem CsI-Gerät. Es stellte sich sogar heraus, dass die CsI-Einheit in der Versuchsanordnung mit Molybdän als Anoden- und

Filtermaterial und rasterloser Technik signifikant bessere Ergebnisse bei einer simulierten Brustdicke von 4 cm erreichte. Durch Entfernung des Rasters konnte ein Dosisersparungspotenzial von 10 bis 30 Prozent nachgewiesen werden, abhängig von der verwendeten Anoden-Filterkombination und der simulierten Brustdicke.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass beide digitalen Mammographieeinheiten vergleichbare Resultate erzielten und signifikant bessere Ergebnisse erreichten als das konventionelle System. Des Weiteren muss in der digitalen Mammographiediagnostik über das Entfernen des Rasters bei geringer Brustdicke und die Verwendung härterer Strahlung diskutiert werden.

Wann jedoch die digitale Mammographie in der Lage sein wird die konventionelle Mammographie für alle Zielgruppen abzulösen, bleibt abzuwarten und muss in weiteren klinischen Studien untersucht werden

6. Literaturverzeichnis

1. Epidemiologisches Krebsregister, (2002)
Das Mammakarzinom
Robert-Koch-Institut
2. Zusätzliche Prüfung zur Abnahmeprüfung nach PAS 1054 auf der Basis der 4th Edition der „European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis " (2006)
Anlage zum Rundschreiben des BMU vom 3. August 2006,
Az: RS II 3-11602-1
3. 1989 survey of physicians' attitudes and practices in early cancer detection
American Cancer Society, Inc, (1990)
CA Cancer J.Clin., 40, (2), 77 - 101
4. Bassett, L. W. and Gold, R. H., (1988)
The evolution of mammography
AJR Am.J.Roentgenol., 150, (3), 493 - 498
5. Bernhardt, P., Mertelmeier, T., and Hoheisel, M., (2006)
X-ray spectrum optimization of full-field digital mammography: simulation and phantom study
Med.Phys., 33, (11), 4337 - 4349
6. Berns, E. A., Hendrick, R. E., and Cutter, G. R., (2002)
Performance comparison of full-field digital mammography to screen-film mammography in clinical practice
Med.Phys., 29, (5), 830 - 834
7. Berns, E. A., Hendrick, R. E., and Cutter, G. R., (2003)
Optimization of technique factors for a silicon diode array full-field digital mammography system and comparison to screen-film mammography with matched average glandular dose
Med.Phys., 30, (3), 334 - 340
8. Berns, E. A., Hendrick, R. E., Solari, M., Barke, L., Reddy, D., Wolfman, J., Segal, L., DeLeon, P., Benjamin, S., and Willis, L., (2006)
Digital and screen-film mammography: comparison of image acquisition and interpretation times
AJR Am.J.Roentgenol., 187, (1), 38 - 41
9. Bick, U., (2000)
Digitale Mammographie
RöFo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr, 172, (12), 957 - 964

10. Bick, U. and Diekmann, F., (2007)
Digital mammography: what do we and what don't we know?
Eur.Radiol., 17, (8), 1931 - 1942
11. Bijkerk, K. R., Thijssen, M. A. O., and Arnouldussen, Th. J. M., (2000)
Modification of the CDMAM contrast-detail phantom for image quality of
Full Field Digital Mammography systems
Digital Mammography IWDM 2000
Yaffe, M. J.
Medical Physics Publishing
1-930524-00-5
12. Bijkerk, K. R., Thijssen, M. A. O., and Arnouldussen, Th. J. M., (2002)
User Manual CDMAM-phantom 3.4
artinis Medical Systems B. V. Nederlande
13. Boyle, E. R., Pak, D., and Williams, J. B., (1999)
Motion artifact seen on slot-scanning direct digital mammography
AJR Am.J.Roentgenol., 172, (3), 697 - 701
14. Brusin, J. H., (2006)
Digital Mammography: An Update
Radiol.Technol., 77, (3), 226M - 234M
15. Burgess, A. E., Jacobson, F. L., and Judy, P. F., (2001)
Human observer detection experiments with mammograms and power-
law noise
Med.Phys., 28, (4), 419 - 437
16. Caygill, C. P. and Hill, M. J., (1991)
Trends in European breast cancer incidence and possible etiology
Tumori, 77, (2), 126 - 129
17. Chakrabarti, K., Kaczmarek, R. V., Thomas, J. A., and Romanyukha, A.,
(2003)
Effect of room illuminance on monitor black level luminance and monitor
calibration
J.Digit.Imaging, 16, (4), 350 - 355
18. Chevalier, M., Moran, P., Ten, J. I., Fernandez Soto, J. M., Cepeda, T.,
and Vano, E., (2004)
Patient dose in digital mammography
Med.Phys., 31, (9), 2471 - 2479
19. Conant, E. F. and Maidment, A. D., (2001)
Update on digital mammography
Breast Dis., 13, 109 - 124

20. Dance, D. R., Thilander, A. K., Sandborg, M., Skinner, C. L., Castellano, I. A., and Carlsson, G. A., (2000)
Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study
Br.J.Radiol., 73, (874), 1056 - 1067
21. Diedrich, K., Holzgreve, W., Jonat, W., Schneider, K-T. M., and Weiss, J. M., 2000
Gynäkologie und Geburtshilfe
Springer Verlag
3-540-65258-2
22. Diekmann, F., Diekmann, S., Berzeg, S., Bick, U., Fischer, T., and Hamm, B., (2003)
Dosisersparung durch rasterlose Technik in der digitalen Vollfeldmammographie
RöFo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr, 175, (6), 769 - 774
23. Feig, S. A., (1988)
Decreased breast cancer mortality through mammographic screening: results of clinical trials
Radiology, 167, (3), 659 - 665
24. Feig, S. A. and Yaffe, M. J., (1996)
Current status of digital mammography
Semin.Ultrasound CT MR, 17, (5), 424 - 443
25. Feuer, E. J., Wun, L. M., Boring, C. C., Flanders, W. D., Timmel, M. J., and Tong, T., (1993)
The lifetime risk of developing breast cancer
J.Natl.Cancer Inst., 85, (11), 892 - 897
26. Fischer, U., Baum, F., Obenauer, S., Luftner-Nagel, S., von Heyden, D., Vosshenrich, R., and Grabbe, E., (2002)
Comparative study in patients with microcalcifications: full-field digital mammography vs screen-film mammography
Eur.Radiol., 12, (11), 2679 - 2683
27. Fischer, U., Hermann, K. P., and Baum, F., (2006)
Digital mammography: current state and future aspects
Eur.Radiol., 16, (1), 38 - 44
28. Fischmann, A., Eßlinger, M., Nykänen, K., Siegmann, K., Wersebe, A., Xydeas, T., Miller, S., and Claussen, C. D., (2005)
Bildqualität eines digitalen Vollfeldmammographie-Systems auf der Basis von amorphem Selen
RöFo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr, 177, (PO_102),

29. Fischmann, A., Nykänen, K., Siegmann, K., Wersebe, A., Xydeas, T., Miller, S., and Claussen, C. D., (2004)
Image quality of a prototype FFDM system based on amorphous selenium
Digital Mammography IWDM 2000
Yaffe, M. J.
Medical Physics Publishing
30. Fischmann, A., Siegmann, K. C., Wersebe, A., Claussen, C. D., and Müller-Schimpfle, M., (2005)
Comparison of full-field digital mammography and film-screen mammography: image quality and lesion detection
Br.J.Radiol., 78, (928), 312 - 315
31. Fischmann, A. and Steidle, G., (2006)
Image quality of a photon-counting mammography system compared to digital mammography based on amorphous silicon with CsI-Scintillator
Digital Mammography 441 - 446
Astley, SM., Brady, M., Rose, C., and Zwigelaar, R.
Springer Verlag
32. Fletcher, S. W., Black, W., Harris, R., Rimer, B. K., and Shapiro, S., (1993)
Report of the International Workshop on Screening for Breast Cancer
J.Natl.Cancer Inst., 85, (20), 1644 - 1656
33. Gennaro, G., Baldelli, P., Taibi, A., di Maggio, C., and Gambaccini, M., (2004)
Patient dose in full-field digital mammography: an Italian survey
Eur.Radiol., 14, (4), 645 - 652
34. Gennaro, G. and di Maggio, C., (2006)
Dose comparison between screen/film and full-field digital mammography
Eur.Radiol., 16, (11), 2559 - 2566
35. Gennaro, G., Katz, L., Souchay, H., Alberelli, C., and di Maggio, C., (2005)
Are phantoms useful for predicting the potential of dose reduction in full-field digital mammography?
Phys.Med.Biol., 50, (8), 1851 - 1870
36. Gennaro, G., Katz, L., Souchay, H., Klausz, R., Alberelli, C., and di Maggio, C., (2007)
Grid removal and impact on population dose in full-field digital mammography
Med.Phys., 34, (2), 547 - 555

37. Giersipen, K., Heitmann, C., Janhsen, K., and Lange, C., (2005)
Brustkrebs
Robert-Koch-Institut
3-89606-157-7
38. Gingold, E. L., Wu, X., and Barnes, G. T., (1995)
Contrast and dose with Mo-Mo, Mo-Rh, and Rh-Rh target-filter
combinations in mammography
Radiology, 195, (3), 639 - 644
39. Gold, R. H., Bassett, L. W., and Widoff, B. E., (1990)
Highlights from the history of mammography
Radiographics, 10, (6), 1111 - 1131
40. Gosch, D., Jendrass, S., Scholz, M., and Kahn, T., (2006)
Die Strahlenexposition bei der digitalen Vollfeldmammographie mit
einem Selen-Flachdetektor
RöFo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr, 178, (7),
693 - 697
41. Grabbe, E., Fischer, U., Funke, M., Hermann, K. P., Obenauer, S., and
Baum, F., (2001)
Wert und Bedeutung der digitalen Vollfeldmammographie im Rahmen
eines Mammographie-Screenings
Radiologe, 41, (4), 359 - 365
42. Grosjean, B. and Muller, S., (2006)
Impact of textured background on scoring of simulated CDMAM phantom
Digital Mammography. Proceedings of the IWDM 2006, 460 - 467
Astley, SM., Brady, M., Rose, C., and Zwigelaar, R.
Springer Verlag
43. Hermann, K. P., (2005)
Digitale Mammographie - Pro und Contra
RöFo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr, 177,
44. Hermann, K. P., Funke, M., and Grabbe, E., (2002)
Physikalisch-technische Aspekte der digitalen Mammographie
Radiologe, 42, (4), 256 - 260
45. Hermann, K. P., Obenauer, S., Funke, M., and Grabbe, E. H., (2002)
Magnification mammography: a comparison of full-field digital
mammography and screen-film mammography for the detection of
simulated small masses and microcalcifications
Eur.Radiol., 12, (9), 2188 - 2191

46. Hermann, K. P., Obenauer, S., and Grabbe, E., (2000)
Strahlenexposition bei der digitalen Vollfeldmammographie mit einem Flachdetektor aus amorphem Silizium im Vergleich zur konventionellen Film-Folien-Mammographie
RöFo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr, 172, (11), 940 - 945
47. Hermann, K. P., Obenauer, S., Marten, K., Kehbel, S., Fischer, U., and Grabbe, E., (2002)
Mittlere Parenchymdosis bei der digitalen Vollfeldmammographie mit einem Detektor aus amorphem Silizium - Klinische Ergebnisse
RöFo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr, 174, (6), 696 - 699
48. James, J. J., (2004)
The current status of digital mammography
Clin.Radiol., 59, (1), 1 - 10
49. Karssemeijer, N., Frieling, J. T., and Hendriks, J. H., (1993)
Spatial resolution in digital mammography
Invest Radiol., 28, (5), 413 - 419
50. Kotre, C. J., (1998)
The effect of background structure on the detection of low contrast objects in mammography
Br.J.Radiol., 71, (851), 1162 - 1167
51. Lewin, J. M., D'Orsi, C. J., and Hendrick, R. E., (2004)
Digital mammography
Radiol.Clin.North Am., 42, (5), 871 - 84
52. Lewin, J. M., D'Orsi, C. J., Hendrick, R. E., Moss, L. J., Isaacs, P. K., Karellas, A., and Cutter, G. R., (2002)
Clinical comparison of full-field digital mammography and screen-film mammography for detection of breast cancer
AJR Am.J.Roentgenol., 179, (3), 671 - 677
53. Lewin, J. M., Hendrick, R. E., D'Orsi, C. J., Isaacs, P. K., Moss, L. J., Karellas, A., Sisney, G. A., Kuni, C. C., and Cutter, G. R., (2001)
Comparison of full-field digital mammography with screen-film mammography for cancer detection: results of 4,945 paired examinations
Radiology, 218, (3), 873 - 880
54. Mahesh, M., (2004)
AAPM/RSNA physics tutorial for residents: digital mammography: an overview
Radiographics, 24, (6), 1747 - 1760

55. Maidment, A. D., (2003)
Digital mammography
Semin.Roentgenol., 38, (3), 216 - 230
56. Mayo, P., Rodenas, F., Verdu, G., Campayo, J. M., and Villaescusa, J. I., (2006)
Study of digital mammographic equipments by phantom image quality
Conf.Proc.IEEE Eng Med.Biol.Soc, 1, 1994 - 1996
57. Monnin, P., Gutierrez, D., Bulling, S., Guntern, D., and Verdun, F. R., (2007)
A comparison of the performance of digital mammography systems
Med.Phys., 34, (3), 906 - 914
58. Muller, S., (1999)
Full-field digital mammography designed as a complete system
Eur.J.Radiol., 31, (1), 25 - 34
59. Nishikawa, R. M., Mawdsley, G. E., Fenster, A., and Yaffe, M. J., (1987)
Scanned-projection digital mammography
Med.Phys., 14, (5), 717 - 727
60. Noel, A. and Thibault, F., (2004)
Digital detectors for mammography: the technical challenges
Eur.Radiol., 14, (11), 1990 - 1998
61. Nykänen, K. and Siltanen, S., (2003)
X-ray scattering in full-field digital mammography
Med.Phys., 30, (7), 1864 - 1873
62. Nystrom, L., Rutqvist, L. E., Wall, S., Lindgren, A., Lindqvist, M., Ryden, S., Andersson, I., Bjurstam, N., Fagerberg, G., Frisell, J., and ., (1993)
Breast cancer screening with mammography: overview of Swedish randomised trials
Lancet, 341, (8851), 973 - 978
63. Obenauer, S., Hermann, K. P., and Grabbe, E., (2003)
Dose reduction in full-field digital mammography: an anthropomorphic breast phantom study
Br.J.Radiol., 76, (907), 478 - 482
64. Obenauer, S., Hermann, K. P., Marten, K., Luftner-Nagel, S., von Heyden, D., Skaane, P., and Grabbe, E., (2003)
Soft copy versus hard copy reading in digital mammography
J.Digit.Imaging, 16, (4), 341 - 344

65. Obenauer, S., Hermann, K. P., Schorn, C., Fischer, U., and Grabbe, E., (2000)
Digitale Vollfeldmammographie: Dosisabhängige Detektion von simulierten Herdbefunden und Mikrokalzifikationen
RöFo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr, 172, (12), 1052 - 1056
66. Obenauer, S., Luftner-Nagel, S., von Heyden, D., Munzel, U., Baum, F., and Grabbe, E., (2002)
Screen film vs full-field digital mammography: image quality, detectability and characterization of lesions
Eur.Radiol., 12, (7), 1697 - 1702
67. Pang, G., Zhao, W., and Rowlands, J. A., (1998)
Digital radiology using active matrix readout of amorphous selenium: geometrical and effective fill factors
Med.Phys., 25, (9), 1636 - 1646
68. Pfeleiderer, A., Breckwoldt, M., and Martius, G., (2000)
Gynäkologie und Geburtshilfe
Thieme Verlag
3-13-118903-7
69. Pisano, E. D., (2000)
Current status of full-field digital mammography
Radiology, 214, (1), 26 - 28
70. Pisano, E. D., Cole, E. B., Kistner, E. O., Muller, K. E., Hemminger, B. M., Brown, M. L., Johnston, R. E., Kuzmiak, C. M., Braeuning, M. P., Freimanis, R. I., Soo, M. S., Baker, J. A., and Walsh, R., (2002)
Interpretation of digital mammograms: comparison of speed and accuracy of soft-copy versus printed-film display
Radiology, 223, (2), 483 - 488
71. Pisano, E. D., Gatsonis, C., Hendrick, E., Yaffe, M., Baum, J. K., Acharyya, S., Conant, E. F., Fajardo, L. L., Bassett, L., D'Orsi, C., Jong, R., and Rebner, M., (2005)
Diagnostic Performance of Digital versus Film Mammography for Breast-Cancer Screening
N.Engl.J.Med.,
72. Poplack, S. P., Tosteson, A. N., Grove, M. R., Wells, W. A., and Carney, P. A., (2000)
Mammography in 53,803 women from the New Hampshire mammography network
Radiology, 217, (3), 832 - 840

73. Rivetti, S., Lanconelli, N., Campanini, R., Bertolini, M., Borasi, G., Nitrosi, A., Danielli, C., Angelini, L., and Maggi, S., (2006)
Comparison of different commercial FFDM units by means of physical characterization and contrast-detail analysis
Med.Phys., 33, (11), 4198 - 4209
74. Rong, X. J., Shaw, C. C., Johnston, D. A., Lemacks, M. R., Liu, X., Whitman, G. J., Dryden, M. J., Stephens, T. W., Thompson, S. K., Krugh, K. T., and Lai, C. J., (2002)
Microcalcification detectability for four mammographic detectors: flat-panel, CCD, CR, and screen/film)
Med.Phys., 29, (9), 2052 - 2061
75. Rose, A., 1973
Vision, Human and Electronic
London
Plenum Press
0-306-30732-4
76. Säbel, M., Aichinger, U., and Schulz-Wendtland, R., (2001)
Die Strahlenexposition bei der Röntgen-Mammographie
RöFo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr, 173, (2), 79 - 91
77. Schueller, G., Riedl, C. C., Mallek, R., Eibenberger, K., Langenberger, H., Kaindl, E., Kulinna-Cosentini, C., Rudas, M., and Helbich, T. H., (2007)
Image Quality, lesion detection, and diagnostic efficacy in digital mammography: Full-field digital mammography versus computed radiography-based mammography using digital storage phosphor plates
Eur.J.Radiol.,
78. Schulz-Wendtland, R., Hermann, K. P., Lell, M., Bohner, C., Wenkel, E., Imhoff, K., Schmid, A., Krug, B., and Bautz, W., (2004)
Phantomstudie zur Detektion simulierter Läsionen an fünf verschiedenen digitalen und einem konventionellen Mammographiesystem
RöFo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr, 176, (8), 1127 - 1132
79. Schulz-Wendtland, R. and Sinn, H. P., (2004)
Radiologische Diagnostik des Mammakarzinoms Teil 1: Pathologie und Röntgenmammographie
Radiologe, 44, (5), 517 - 538

80. Schulz-Wendtland, R., Wenkel, E., Schmid, A., Imhoff, K., and Bautz, W., (2003)
Experimental investigations of image quality in X-ray mammography with a conventional screen film system (SFS) and a new full-field digital mammography unit (DR) with a-Se-detector
RöFo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr, 175, (6), 766 - 768
81. Seidman, H., Gelb, S. K., Silverberg, E., LaVerda, N., and Lubera, J. A., (1987)
Survival experience in the Breast Cancer Detection Demonstration Project
CA Cancer J.Clin., 37, (5), 258 - 290
82. Shah, A. J., Wang, J., Yamada, T., and Fajardo, L. L., (2003)
Digital mammography:
a review of technical development and clinical applications
Clin.Breast Cancer, 4, (1), 63 - 70
83. Shtern, F., (1992)
Digital mammography and related technologies: a perspective from the National Cancer Institute
Radiology, 183, (3), 629 - 630
84. Skaane, P. and Skjennald, A., (2004)
Screen-film mammography versus full-field digital mammography with soft-copy reading: randomized trial in a population-based screening program--the Oslo II Study
Radiology, 232, (1), 197 - 204
85. Smith, A., (2003)
Fundamentals of digital mammography: physics, technology and practical considerations
Radiol.Manage., 25, (5), 18 - 31
86. Stone, M. F., Zhao, W., Jacak, B. V., O'Connor, P., Yu, B., and Rehak, P., (2002)
The x-ray sensitivity of amorphous selenium for mammography
Med.Phys., 29, (3), 319 - 324
87. Suryanarayanan, S., Karellas, A., Vedantham, S., Sechopoulos, I., and D'Orsi, C. J., (2007)
Detection of simulated microcalcifications in a phantom with digital mammography: effect of pixel size
Radiology, 244, (1), 130 - 137

88. Suryanarayanan, S., Karellas, A., Vedantham, S., Ved, H., Baker, S. P., and D'Orsi, C. J., (2002)
Flat-panel digital mammography system: contrast-detail comparison between screen-film radiographs and hard-copy images
Radiology, 225, (3), 801 - 807
89. Svahn, T., Hemdal, B., Ruschin, M., Chakraborty, D. P., Andersson, I., Tingberg, A., and Mattsson, S., (2007)
Dose reduction and its influence on diagnostic accuracy and radiation risk in digital mammography: an observer performance study using an anthropomorphic breast phantom
Br.J.Radiol., 80, (955), 557 - 562
90. Tabar, L., Fagerberg, G., Duffy, S. W., Day, N. E., Gad, A., and Grontoft, O., (1992)
Update of the Swedish two-county program of mammographic screening for breast cancer
Radiol.Clin.North Am., 30, (1), 187 - 210
91. Thijssen, M. A., Veldkamp, W. J., van Engen, R., Swinkels, M., Karssemeijer, N., and Hendriks, J., (2000)
Comparison of the Detectability of Small Details in a Film-screen and a Digital Mammography System by the Imaging of a New CDMAM-Phantom
Digital Mammography IWDM 2000
Yaffe, M. J.
Medical Physics Publishing
1-930524-00-5
92. Thilander-Klang, A. C., Ackerholm, P. H., Berlin, I. C., Bjurstam, N. G., Mattsson, S. L., Mansson, L. G., von Scheele, C., and Thunberg, S. J., (1997)
Influence of anode-filter combinations on image quality and radiation dose in 965 women undergoing mammography
Radiology, 203, (2), 348 - 354
93. Toroi, P., Zanca, F., Young, K. C., Van Ongeval, C., Marchal, G., and Bosmans, H., (2007)
Experimental investigation on the choice of the tungsten/rhodium anode/filter combination for an amorphous selenium-based digital mammography system
Eur.Radiol., 17, (9), 2368 - 2375
94. Vedantham, S., Karellas, A., Suryanarayanan, S., D'Orsi, C. J., and Hendrick, R. E., (2000)
Breast imaging using an amorphous silicon-based full-field digital mammographic system: stability of a clinical prototype
J.Digit.Imaging, 13, (4), 191 - 199

95. Veldkamp, W. J., Thijssen, M. A., and Karssemeijer, N., (2003)
The value of scatter removal by a grid in full field digital mammography
Med.Phys., 30, (7), 1712 - 1718
96. Visweswaran, A., Liu, H., Fajardo, L. L., and DeAngelis, G. A., (1996)
Comparison of contrast detail curves of full field digital with screen film
breast phantom images
Front Biosci., 1, b5 - b7
97. Yaffe, M. J. and Rowlands, J. A., (1997)
X-ray detectors for digital radiography
Phys.Med.Biol., 42, (1), 1 - 39
98. Young, K. C., Oduko, J. M., Bosmans, H., Nijs, K., and Martinez, L.,
(2006)
Optimal beam quality selection in digital mammography
Br.J.Radiol., 79, (948), 981 - 990
99. Zhao, W., Ji, W. G., Debie, A., and Rowlands, J. A., (2003)
Imaging performance of amorphous selenium based flat-panel detectors
for digital mammography:
characterization of a small area prototype detector
Med.Phys., 30, (2), 254 - 263
100. Zhao, W., Law, J., Waechter, D., Huang, Z., and Rowlands, J. A., (1998)
Digital radiology using active matrix readout of amorphous selenium:
detectors with high voltage protection
Med.Phys., 25, (4), 539 - 549
101. Zhao, W. and Rowlands, J. A., (1997)
Digital radiology using active matrix readout of amorphous selenium:
theoretical analysis of detective quantum efficiency
Med.Phys., 24, (12), 1819 - 1833

7. Anhang

7.1. Abkürzungsverzeichnis

| | |
|--------|---|
| aD | alter Detektor des aSe-Systems |
| aSe | amorphes Selen |
| aSi | amorphes Silizium |
| bzw. | beziehungsweise |
| CC | kraniokaudal |
| CCD | charge couple device |
| CDMAM | Phantom zur Simulation unterschiedlicher Brustdicken |
| cm | Zentimeter |
| COR | Detektionsrate |
| CsI | Caesiumiodid |
| DCIS | ductales carcinoma in situ |
| DLR | digitale Lumineszenzradiographie |
| DQE | effektive Quantenausbeute |
| ESAK | Entrance Surface Air Kerma - Oberflächendosis |
| FDA | Food and Drug Administration |
| FFDM | full field digital mammographie - digitale Vollfeldmammographie |
| IQF | image quality figure - Bildqualitäts-Index |
| KVp | Anodenspannung |
| lp/mm | Linienpaare pro Millimeter |
| mAs | Zeit-Stromprodukt |
| MBytes | Megabyte |
| mGy | Milligray |
| MLO | mediolateral oblique |
| Mo/Mo | Molybdän als Anoden- und Filtermaterial |
| Mo/Rh | Molybdänanode in Kombination mit einem Rhodiumfilter |
| MTF | Modulationsübertragungsfunktion |
| nD | neuer Detektor des aSe-Systems |
| PACS | Picture Archiving and Communication System Bildarchivierungs- und Kommunikationssystem |

| | |
|-------|---|
| PMMA | Plexiglas (-platten) |
| Rh/Rh | Rhodium als Anoden- und Filtermaterial |
| s. | siehe |
| SFM | konventionelle Film-Folien Mammographie |
| SNR | Signal-zu-Rausch-Verhältnis |

7.2. CDMAM-Phantom

7.2.1. Evaluation of the CDMAM-phantom

The X-ray image of the CDMAM-phantom needs to be evaluated by at least 3 experienced observers. The “Score from CDMAM-phantom” can be used for this purpose. The image should be evaluated in the area where the gold-disks are just visible, by indication of the location of the eccentric disks. At least 3 fields must be observed in each column and each row, in order to comply with the correction scheme, which is described below.

The indicated positions of the eccentric disks have to be compared to the true disk-positions in the phantom, for which the “Evaluation form CDMAM-phantom” can be used. To evaluate the observations certain rules have to be applied, taking into account the 4 nearest neighbours (defined by a common vertice) of the field under examination. The evaluation of a particular field must refer to the original observations for the nearest neighbours.

Correction scheme

In the correction scheme, there are three possibilities for each observation:

T: the eccentric disk was indicated at the true position

F: the eccentric disk was indicated at the false position

N: the eccentric disk was not indicated at all

The two main rules within the correction scheme are:

A **True** needs 2 or more correctly indicated nearest neighbours to remain a **True**.

A **False** or **Not** indicated disk will be considered as **True** when it has 3 or 4 correctly indicated nearest neighbours.

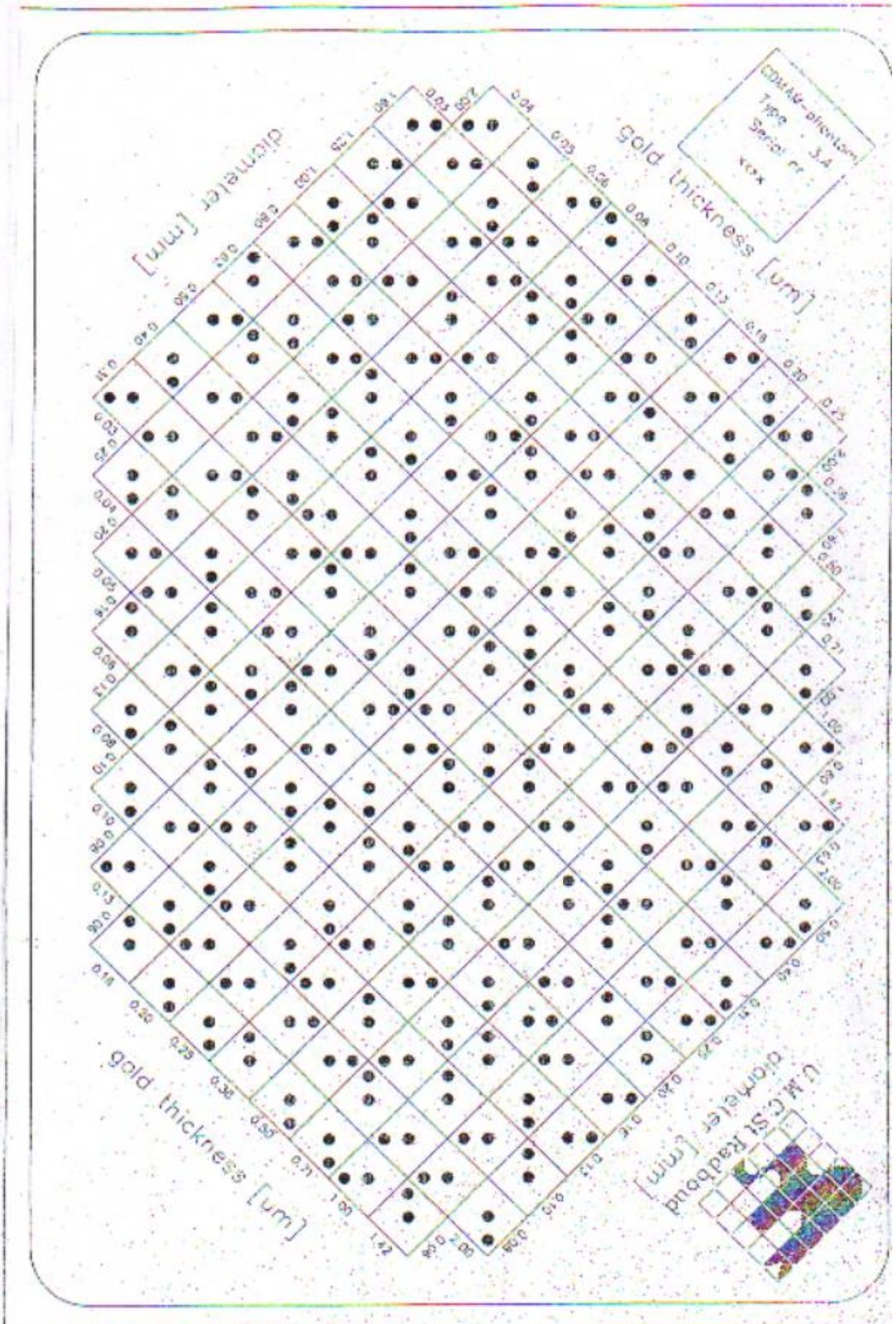
Exceptions on the two main rules are:

A **True** which has only 2 nearest neighbours (at the edges of the phantom) needs only 1 correctly indicated nearest neighbour to remain **True**.

A **False** or **Not** indicated disk which has only 2 nearest neighbours will be regarded **True** if both nearest neighbours are correctly indicated.

The absent corners of the phantom (0.03 μm / 2.00 mm and 2.00 μm / 0.06 mm) will be regarded **True** when both nearest neighbours are correctly identified.

7.2.2. Evaluation form CDMAM-phantom



Evaluation form CDMAM-phantom, type 3.4

Aus User Manual CDMAM 3.4, artinis Medical Systems B. V. Zetten, Nederlande

7.2.3. Score form CDMAM-phantom

CDMAM-phantom
 Type 3.4
 Serial nr. xxx

gold thickness [μm]

U.M.C.S.I. Radboud
 diameter [mm]

gold thickness [μm]

Score form CDMAM-phantom, type 3.4

Aus User Manual CDMAM 3.4, artinis Medical Systems B. V. Zetten, Nederlande

7.3. Stammdaten IQF

| IQF ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|--------|
| 1 | 1 | Mo/Mo | 16 | ja | 3 | 1,924 | 2,241 | 1,822 | 11,245 | 11,525 | 8,923 | 11,437 |
| 2 | 1 | Mo/Mo | 32 | ja | 3 | 3,849 | 4,515 | 3,661 | 16,953 | 13,080 | 12,846 | 13,338 |
| 3 | 1 | Mo/Mo | 40 | ja | 3 | 4,811 | 5,654 | 4,582 | 17,515 | 14,328 | 13,566 | 10,580 |
| 4 | 1 | Mo/Mo | 50 | ja | 3 | 6,014 | 7,022 | 5,735 | 22,087 | 16,089 | 16,422 | 8,790 |
| 5 | 1 | Mo/Mo | 63 | ja | 3 | 7,577 | 8,868 | 7,226 | 20,372 | 19,726 | 16,618 | 5,596 |
| 6 | 1 | Mo/Mo | 80 | ja | 3 | 9,622 | 11,300 | 9,181 | 24,849 | 20,907 | 17,575 | 3,935 |
| 7 | 1 | Mo/Mo | 100 | ja | 3 | 12,027 | 14,180 | 11,480 | 26,016 | 22,054 | 19,522 | 2,736 |
| 8 | 1 | Mo/Mo | 125 | ja | 3 | 15,034 | 17,780 | 14,390 | 27,889 | 22,740 | 21,226 | 2,584 |
| 9 | 2 | Mo/Mo | 16 | ja | 3 | 1,924 | 2,241 | 1,822 | 8,216 | 12,088 | 7,530 | 9,931 |
| 10 | 2 | Mo/Mo | 32 | ja | 3 | 3,849 | 4,515 | 3,661 | 11,435 | 16,280 | 11,670 | 12,124 |
| 11 | 2 | Mo/Mo | 40 | ja | 3 | 4,811 | 5,654 | 4,582 | 12,378 | 16,106 | 14,154 | 11,222 |
| 12 | 2 | Mo/Mo | 50 | ja | 3 | 6,014 | 7,022 | 5,735 | 14,957 | 18,393 | 17,654 | 8,002 |
| 13 | 2 | Mo/Mo | 63 | ja | 3 | 7,577 | 8,868 | 7,226 | 15,437 | 19,054 | 18,263 | 6,774 |
| 14 | 2 | Mo/Mo | 80 | ja | 3 | 9,622 | 11,300 | 9,181 | 17,376 | 21,147 | 17,829 | 4,282 |
| 15 | 2 | Mo/Mo | 100 | ja | 3 | 12,027 | 14,180 | 11,480 | 17,297 | 23,447 | 23,502 | 3,172 |
| 16 | 2 | Mo/Mo | 125 | ja | 3 | 15,034 | 17,780 | 14,390 | 19,579 | 27,487 | 20,777 | 2,527 |
| 17 | 3 | Mo/Mo | 16 | ja | 3 | 1,924 | 2,241 | 1,822 | 12,449 | 9,694 | | 11,228 |
| 18 | 3 | Mo/Mo | 32 | ja | 3 | 3,849 | 4,515 | 3,661 | 18,136 | 13,309 | | 15,578 |
| 19 | 3 | Mo/Mo | 40 | ja | 3 | 4,811 | 5,654 | 4,582 | 16,735 | 15,254 | | 10,464 |
| 20 | 3 | Mo/Mo | 50 | ja | 3 | 6,014 | 7,022 | 5,735 | 18,698 | 19,319 | | 9,035 |
| 21 | 3 | Mo/Mo | 63 | ja | 3 | 7,577 | 8,868 | 7,226 | 18,292 | 19,284 | | 6,239 |
| 22 | 3 | Mo/Mo | 80 | ja | 3 | 9,622 | 11,300 | 9,181 | 22,084 | 23,081 | | 4,254 |
| 23 | 3 | Mo/Mo | 100 | ja | 3 | 12,027 | 14,180 | 11,480 | 24,013 | 19,923 | | 3,912 |
| 24 | 3 | Mo/Mo | 125 | ja | 3 | 15,034 | 17,780 | 14,390 | 19,724 | 25,059 | | 3,569 |
| 25 | 1 | Mo/Mo | 16 | ja | 5 | 2,019 | 2,375 | 1,946 | 6,035 | 4,342 | 2,963 | 0,000 |
| 26 | 1 | Mo/Mo | 32 | ja | 5 | 4,073 | 4,794 | 3,908 | 8,378 | 6,403 | 4,498 | 4,187 |

| IQF ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|--------|
| 27 | 1 | Mo/Mo | 40 | ja | 5 | 5,101 | 6,003 | 4,894 | 9,968 | 7,461 | 5,022 | 5,784 |
| 28 | 1 | Mo/Mo | 50 | ja | 5 | 6,387 | 7,455 | 6,113 | 10,577 | 10,207 | 6,965 | 7,025 |
| 29 | 1 | Mo/Mo | 63 | ja | 5 | 8,064 | 9,421 | 7,702 | 12,539 | 10,623 | 7,429 | 7,757 |
| 30 | 1 | Mo/Mo | 80 | ja | 5 | 10,255 | 12,000 | 9,783 | 13,113 | 12,909 | 9,308 | 9,356 |
| 31 | 1 | Mo/Mo | 100 | ja | 5 | 12,84 | 15,050 | 12,240 | 14,515 | 13,821 | 9,272 | 10,914 |
| 32 | 1 | Mo/Mo | 125 | ja | 5 | 16,115 | 18,880 | 15,330 | 16,390 | 14,511 | 13,265 | 12,544 |
| 33 | 2 | Mo/Mo | 16 | ja | 5 | 2,019 | 2,375 | 1,946 | 4,475 | 4,554 | 2,667 | 0,000 |
| 34 | 2 | Mo/Mo | 32 | ja | 5 | 4,073 | 4,794 | 3,908 | 5,776 | 7,796 | 3,623 | 4,089 |
| 35 | 2 | Mo/Mo | 40 | ja | 5 | 5,101 | 6,003 | 4,894 | 8,063 | 8,679 | 4,358 | 5,993 |
| 36 | 2 | Mo/Mo | 50 | ja | 5 | 6,387 | 7,455 | 6,113 | 7,202 | 12,318 | 6,449 | 7,452 |
| 37 | 2 | Mo/Mo | 63 | ja | 5 | 8,064 | 9,421 | 7,702 | 8,969 | 10,403 | 6,471 | 8,216 |
| 38 | 2 | Mo/Mo | 80 | ja | 5 | 10,255 | 12,000 | 9,783 | 9,701 | 12,042 | 9,251 | 8,322 |
| 39 | 2 | Mo/Mo | 100 | ja | 5 | 12,84 | 15,050 | 12,240 | 10,625 | 13,956 | 10,264 | 9,943 |
| 40 | 2 | Mo/Mo | 125 | ja | 5 | 16,115 | 18,880 | 15,330 | 13,270 | 15,301 | 11,146 | 10,851 |
| 41 | 3 | Mo/Mo | 16 | ja | 5 | 2,019 | 2,375 | 1,946 | 6,320 | 7,248 | | 0,000 |
| 42 | 3 | Mo/Mo | 32 | ja | 5 | 4,073 | 4,794 | 3,908 | 8,245 | 8,703 | | 3,706 |
| 43 | 3 | Mo/Mo | 40 | ja | 5 | 5,101 | 6,003 | 4,894 | 9,325 | 7,956 | | 5,121 |
| 44 | 3 | Mo/Mo | 50 | ja | 5 | 6,387 | 7,455 | 6,113 | 11,406 | 12,871 | | 5,410 |
| 45 | 3 | Mo/Mo | 63 | ja | 5 | 8,064 | 9,421 | 7,702 | 9,442 | 9,323 | | 8,327 |
| 46 | 3 | Mo/Mo | 80 | ja | 5 | 10,255 | 12,000 | 9,783 | 13,857 | 9,785 | | 7,000 |
| 47 | 3 | Mo/Mo | 100 | ja | 5 | 12,84 | 15,050 | 12,240 | 12,894 | 15,764 | | 9,280 |
| 48 | 3 | Mo/Mo | 125 | ja | 5 | 16,115 | 18,880 | 15,330 | 11,176 | 14,294 | | 10,511 |
| 49 | 1 | Mo/Mo | 16 | nein | 3 | 1,854 | 2,241 | | 14,191 | 13,482 | 11,814 | |
| 50 | 1 | Mo/Mo | 32 | nein | 3 | 3,707 | 4,515 | | 20,030 | 16,580 | 14,588 | |
| 51 | 1 | Mo/Mo | 40 | nein | 3 | 4,634 | 5,654 | | 20,327 | 19,084 | 16,262 | |
| 52 | 1 | Mo/Mo | 50 | nein | 3 | 5,792 | 7,022 | | 22,164 | 18,692 | 18,672 | |
| 53 | 1 | Mo/Mo | 63 | nein | 3 | 7,298 | 8,868 | | 23,249 | 20,447 | 19,690 | |

| IQF ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|-------|
| 54 | 1 | Mo/Mo | 80 | nein | 3 | 9,268 | 11,300 | | 25,261 | 21,701 | 18,982 | |
| 55 | 1 | Mo/Mo | 100 | nein | 3 | 11,585 | 14,180 | | 26,468 | 23,058 | 21,017 | |
| 56 | 1 | Mo/Mo | 125 | nein | 3 | 14,481 | 17,780 | | 26,995 | 25,510 | 24,427 | |
| 57 | 2 | Mo/Mo | 16 | nein | 3 | 1,854 | 2,241 | | 13,792 | 13,800 | 13,631 | |
| 58 | 2 | Mo/Mo | 32 | nein | 3 | 3,707 | 4,515 | | 17,000 | 16,491 | 16,703 | |
| 59 | 2 | Mo/Mo | 40 | nein | 3 | 4,634 | 5,654 | | 16,497 | 16,663 | 18,219 | |
| 60 | 2 | Mo/Mo | 50 | nein | 3 | 5,792 | 7,022 | | 18,663 | 18,626 | 17,350 | |
| 61 | 2 | Mo/Mo | 63 | nein | 3 | 7,298 | 8,868 | | 18,810 | 18,815 | 21,192 | |
| 62 | 2 | Mo/Mo | 80 | nein | 3 | 9,268 | 11,300 | | 18,738 | 19,773 | 20,890 | |
| 63 | 2 | Mo/Mo | 100 | nein | 3 | 11,585 | 14,180 | | 24,506 | 24,491 | 23,533 | |
| 64 | 2 | Mo/Mo | 125 | nein | 3 | 14,481 | 17,780 | | 25,949 | 24,320 | 21,909 | |
| 65 | 3 | Mo/Mo | 16 | nein | 3 | 1,854 | 2,241 | | 16,676 | 13,854 | | |
| 66 | 3 | Mo/Mo | 32 | nein | 3 | 3,707 | 4,515 | | 19,675 | 16,992 | | |
| 67 | 3 | Mo/Mo | 40 | nein | 3 | 4,634 | 5,654 | | 19,441 | 17,043 | | |
| 68 | 3 | Mo/Mo | 50 | nein | 3 | 5,792 | 7,022 | | 20,207 | 17,550 | | |
| 69 | 3 | Mo/Mo | 63 | nein | 3 | 7,298 | 8,868 | | 22,624 | 17,790 | | |
| 70 | 3 | Mo/Mo | 80 | nein | 3 | 9,268 | 11,300 | | 23,602 | 19,226 | | |
| 71 | 3 | Mo/Mo | 100 | nein | 3 | 11,585 | 14,180 | | 25,856 | 22,789 | | |
| 72 | 3 | Mo/Mo | 125 | nein | 3 | 14,481 | 17,780 | | 26,429 | 22,353 | | |
| 73 | 1 | Mo/Mo | 16 | nein | 5 | 1,978 | 2,375 | | 5,810 | 5,064 | 4,687 | |
| 74 | 1 | Mo/Mo | 32 | nein | 5 | 3,957 | 4,794 | | 9,611 | 8,040 | 7,023 | |
| 75 | 1 | Mo/Mo | 40 | nein | 5 | 4,946 | 6,003 | | 9,944 | 8,179 | 8,114 | |
| 76 | 1 | Mo/Mo | 50 | nein | 5 | 6,182 | 7,455 | | 10,800 | 9,570 | 0,000 | |
| 77 | 1 | Mo/Mo | 63 | nein | 5 | 7,79 | 9,421 | | 12,211 | 11,022 | 9,094 | |
| 78 | 1 | Mo/Mo | 80 | nein | 5 | 9,892 | 12,000 | | 12,222 | 12,815 | 9,619 | |
| 79 | 1 | Mo/Mo | 100 | nein | 5 | 12,364 | 15,050 | | 13,429 | 12,606 | 11,706 | |
| 80 | 1 | Mo/Mo | 125 | nein | 5 | 15,455 | 18,880 | | 16,051 | 14,597 | 13,324 | |

| IQF ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|-------|
| 81 | 2 | Mo/Mo | 16 | nein | 5 | 1,978 | 2,375 | | 5,732 | 4,537 | 3,550 | |
| 82 | 2 | Mo/Mo | 32 | nein | 5 | 3,957 | 4,794 | | 8,416 | 7,349 | 7,388 | |
| 83 | 2 | Mo/Mo | 40 | nein | 5 | 4,946 | 6,003 | | 8,827 | 8,728 | 8,300 | |
| 84 | 2 | Mo/Mo | 50 | nein | 5 | 6,182 | 7,455 | | 10,512 | 11,177 | 0,000 | |
| 85 | 2 | Mo/Mo | 63 | nein | 5 | 7,79 | 9,421 | | 8,519 | 10,773 | 10,038 | |
| 86 | 2 | Mo/Mo | 80 | nein | 5 | 9,892 | 12,000 | | 10,153 | 14,764 | 9,678 | |
| 87 | 2 | Mo/Mo | 100 | nein | 5 | 12,364 | 15,050 | | 11,974 | 13,933 | 12,454 | |
| 88 | 2 | Mo/Mo | 125 | nein | 5 | 15,455 | 18,880 | | 13,358 | 15,887 | 13,318 | |
| 89 | 3 | Mo/Mo | 16 | nein | 5 | 1,978 | 2,375 | | 4,560 | 6,444 | | |
| 90 | 3 | Mo/Mo | 32 | nein | 5 | 3,957 | 4,794 | | 7,094 | 8,005 | | |
| 91 | 3 | Mo/Mo | 40 | nein | 5 | 4,946 | 6,003 | | 8,662 | 12,780 | | |
| 92 | 3 | Mo/Mo | 50 | nein | 5 | 6,182 | 7,455 | | 8,822 | 8,231 | | |
| 93 | 3 | Mo/Mo | 63 | nein | 5 | 7,79 | 9,421 | | 9,061 | 11,927 | | |
| 94 | 3 | Mo/Mo | 80 | nein | 5 | 9,892 | 12,000 | | 8,819 | 13,887 | | |
| 95 | 3 | Mo/Mo | 100 | nein | 5 | 12,364 | 15,050 | | 11,064 | 13,599 | | |
| 96 | 3 | Mo/Mo | 125 | nein | 5 | 15,455 | 18,880 | | 11,435 | 12,594 | | |
| 97 | 1 | Mo/Rh | 16 | ja | 3 | 1,57 | 1,670 | | 10,307 | 12,498 | | |
| 98 | 1 | Mo/Rh | 32 | ja | 3 | 3,141 | 3,375 | | 14,583 | 17,121 | | |
| 99 | 1 | Mo/Rh | 40 | ja | 3 | 3,916 | 4,222 | | 16,353 | 17,931 | | |
| 100 | 1 | Mo/Rh | 50 | ja | 3 | 4,906 | 5,248 | | 19,985 | 20,018 | | |
| 101 | 1 | Mo/Rh | 63 | ja | 3 | 6,18 | 6,628 | | 18,061 | 18,762 | | |
| 102 | 1 | Mo/Rh | 80 | ja | 3 | 7,852 | 8,438 | | 20,809 | 21,388 | | |
| 103 | 1 | Mo/Rh | 100 | ja | 3 | 9,833 | 10,580 | | 22,029 | 23,481 | | |
| 104 | 1 | Mo/Rh | 125 | ja | 3 | 12,277 | 13,280 | | 22,779 | 25,016 | | |
| 105 | 2 | Mo/Rh | 16 | ja | 3 | 1,57 | 1,670 | | 11,679 | 12,450 | | |
| 106 | 2 | Mo/Rh | 32 | ja | 3 | 3,141 | 3,375 | | 16,113 | 15,141 | | |
| 107 | 2 | Mo/Rh | 40 | ja | 3 | 3,916 | 4,222 | | 17,774 | 17,409 | | |

| IQF ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|-------|
| 108 | 2 | Mo/Rh | 50 | ja | 3 | 4,906 | 5,248 | | 17,965 | 16,644 | | |
| 109 | 2 | Mo/Rh | 63 | ja | 3 | 6,18 | 6,628 | | 18,508 | 19,746 | | |
| 110 | 2 | Mo/Rh | 80 | ja | 3 | 7,852 | 8,438 | | 20,555 | 21,356 | | |
| 111 | 2 | Mo/Rh | 100 | ja | 3 | 9,833 | 10,580 | | 23,767 | 19,712 | | |
| 112 | 2 | Mo/Rh | 125 | ja | 3 | 12,277 | 13,280 | | 25,284 | 22,936 | | |
| 113 | 3 | Mo/Rh | 16 | ja | 3 | 1,57 | 1,670 | | 11,171 | 11,601 | | |
| 114 | 3 | Mo/Rh | 32 | ja | 3 | 3,141 | 3,375 | | 15,462 | 14,850 | | |
| 115 | 3 | Mo/Rh | 40 | ja | 3 | 3,916 | 4,222 | | 16,749 | 14,142 | | |
| 116 | 3 | Mo/Rh | 50 | ja | 3 | 4,906 | 5,248 | | 14,454 | 15,702 | | |
| 117 | 3 | Mo/Rh | 63 | ja | 3 | 6,18 | 6,628 | | 19,356 | 16,964 | | |
| 118 | 3 | Mo/Rh | 80 | ja | 3 | 7,852 | 8,438 | | 18,118 | 19,812 | | |
| 119 | 3 | Mo/Rh | 100 | ja | 3 | 9,833 | 10,580 | | 22,701 | 19,484 | | |
| 120 | 3 | Mo/Rh | 125 | ja | 3 | 12,277 | 13,280 | | 21,822 | 22,090 | | |
| 121 | 1 | Mo/Rh | 16 | ja | 5 | 1,648 | 1,773 | | 4,845 | 6,034 | | |
| 122 | 1 | Mo/Rh | 32 | ja | 5 | 3,322 | 3,582 | | 5,877 | 9,396 | | |
| 123 | 1 | Mo/Rh | 40 | ja | 5 | 4,164 | 4,483 | | 8,493 | 10,128 | | |
| 124 | 1 | Mo/Rh | 50 | ja | 5 | 5,213 | 5,563 | | 10,124 | 10,672 | | |
| 125 | 1 | Mo/Rh | 63 | ja | 5 | 6,578 | 7,035 | | 10,432 | 12,618 | | |
| 126 | 1 | Mo/Rh | 80 | ja | 5 | 8,366 | 8,960 | | 11,689 | 13,504 | | |
| 127 | 1 | Mo/Rh | 100 | ja | 5 | 10,466 | 11,240 | | 12,927 | 15,130 | | |
| 128 | 1 | Mo/Rh | 125 | ja | 5 | 13,149 | 14,090 | | 15,082 | 15,277 | | |
| 129 | 2 | Mo/Rh | 16 | ja | 5 | 1,648 | 1,773 | | 4,834 | 5,714 | | |
| 130 | 2 | Mo/Rh | 32 | ja | 5 | 3,322 | 3,582 | | 6,499 | 6,289 | | |
| 131 | 2 | Mo/Rh | 40 | ja | 5 | 4,164 | 4,483 | | 7,393 | 8,868 | | |
| 132 | 2 | Mo/Rh | 50 | ja | 5 | 5,213 | 5,563 | | 8,766 | 9,137 | | |
| 133 | 2 | Mo/Rh | 63 | ja | 5 | 6,578 | 7,035 | | 11,954 | 10,329 | | |
| 134 | 2 | Mo/Rh | 80 | ja | 5 | 8,366 | 8,960 | | 12,595 | 12,136 | | |

| IQF ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|-------|
| 135 | 2 | Mo/Rh | 100 | ja | 5 | 10,466 | 11,240 | | 12,541 | 13,630 | | |
| 136 | 2 | Mo/Rh | 125 | ja | 5 | 13,149 | 14,090 | | 16,488 | 14,231 | | |
| 137 | 3 | Mo/Rh | 16 | ja | 5 | 1,648 | 1,773 | | 4,605 | 6,366 | | |
| 138 | 3 | Mo/Rh | 32 | ja | 5 | 3,322 | 3,582 | | 6,478 | 6,720 | | |
| 139 | 3 | Mo/Rh | 40 | ja | 5 | 4,164 | 4,483 | | 8,896 | 7,226 | | |
| 140 | 3 | Mo/Rh | 50 | ja | 5 | 5,213 | 5,563 | | 10,337 | 9,008 | | |
| 141 | 3 | Mo/Rh | 63 | ja | 5 | 6,578 | 7,035 | | 10,770 | 10,537 | | |
| 142 | 3 | Mo/Rh | 80 | ja | 5 | 8,366 | 8,960 | | 12,615 | 10,961 | | |
| 143 | 3 | Mo/Rh | 100 | ja | 5 | 10,466 | 11,240 | | 11,970 | 13,032 | | |
| 144 | 3 | Mo/Rh | 125 | ja | 5 | 13,149 | 14,090 | | 12,575 | 11,917 | | |
| 145 | 1 | Mo/Rh | 16 | nein | 3 | 1,51 | 1,670 | | 14,834 | 14,452 | | |
| 146 | 1 | Mo/Rh | 32 | nein | 3 | 3,025 | 3,375 | | 18,946 | 16,780 | | |
| 147 | 1 | Mo/Rh | 40 | nein | 3 | 3,782 | 4,222 | | 20,619 | 19,007 | | |
| 148 | 1 | Mo/Rh | 50 | nein | 3 | 4,722 | 5,248 | | 19,625 | 18,966 | | |
| 149 | 1 | Mo/Rh | 63 | nein | 3 | 5,954 | 6,628 | | 22,378 | 22,782 | | |
| 150 | 1 | Mo/Rh | 80 | nein | 3 | 7,558 | 8,438 | | 23,739 | 26,662 | | |
| 151 | 1 | Mo/Rh | 100 | nein | 3 | 9,457 | 10,580 | | 24,206 | 24,166 | | |
| 152 | 1 | Mo/Rh | 125 | nein | 3 | 11,821 | 13,280 | | 25,349 | 26,941 | | |
| 153 | 2 | Mo/Rh | 16 | nein | 3 | 1,51 | 1,670 | | 13,014 | 12,938 | | |
| 154 | 2 | Mo/Rh | 32 | nein | 3 | 3,025 | 3,375 | | 16,663 | 17,833 | | |
| 155 | 2 | Mo/Rh | 40 | nein | 3 | 3,782 | 4,222 | | 20,361 | 19,146 | | |
| 156 | 2 | Mo/Rh | 50 | nein | 3 | 4,722 | 5,248 | | 22,039 | 16,901 | | |
| 157 | 2 | Mo/Rh | 63 | nein | 3 | 5,954 | 6,628 | | 20,434 | 19,824 | | |
| 158 | 2 | Mo/Rh | 80 | nein | 3 | 7,558 | 8,438 | | 22,481 | 19,458 | | |
| 159 | 2 | Mo/Rh | 100 | nein | 3 | 9,457 | 10,580 | | 25,268 | 18,742 | | |
| 160 | 2 | Mo/Rh | 125 | nein | 3 | 11,821 | 13,280 | | 25,604 | 23,526 | | |
| 161 | 3 | Mo/Rh | 16 | nein | 3 | 1,51 | 1,670 | | 14,653 | 13,493 | | |

| IQF ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|-------|
| 162 | 3 | Mo/Rh | 32 | nein | 3 | 3,025 | 3,375 | | 16,165 | 16,929 | | |
| 163 | 3 | Mo/Rh | 40 | nein | 3 | 3,782 | 4,222 | | 17,913 | 18,755 | | |
| 164 | 3 | Mo/Rh | 50 | nein | 3 | 4,722 | 5,248 | | 19,802 | 17,052 | | |
| 165 | 3 | Mo/Rh | 63 | nein | 3 | 5,954 | 6,628 | | 18,738 | 16,419 | | |
| 166 | 3 | Mo/Rh | 80 | nein | 3 | 7,558 | 8,438 | | 19,354 | 19,608 | | |
| 167 | 3 | Mo/Rh | 100 | nein | 3 | 9,457 | 10,580 | | 20,078 | 22,799 | | |
| 168 | 3 | Mo/Rh | 125 | nein | 3 | 11,821 | 13,280 | | 21,897 | 22,312 | | |
| 169 | 1 | Mo/Rh | 16 | nein | 5 | 1,612 | 1,773 | | 5,280 | 5,386 | | |
| 170 | 1 | Mo/Rh | 32 | nein | 5 | 3,232 | 3,582 | | 7,134 | 8,585 | | |
| 171 | 1 | Mo/Rh | 40 | nein | 5 | 4,037 | 4,483 | | 10,116 | 11,383 | | |
| 172 | 1 | Mo/Rh | 50 | nein | 5 | 5,054 | 5,563 | | 10,537 | 11,064 | | |
| 173 | 1 | Mo/Rh | 63 | nein | 5 | 6,358 | 7,035 | | 11,620 | 12,093 | | |
| 174 | 1 | Mo/Rh | 80 | nein | 5 | 8,067 | 8,960 | | 12,108 | 14,532 | | |
| 175 | 1 | Mo/Rh | 100 | nein | 5 | 10,083 | 11,240 | | 12,362 | 15,026 | | |
| 176 | 1 | Mo/Rh | 125 | nein | 5 | 12,613 | 14,090 | | 15,540 | 17,092 | | |
| 177 | 2 | Mo/Rh | 16 | nein | 5 | 1,612 | 1,773 | | 5,157 | 5,259 | | |
| 178 | 2 | Mo/Rh | 32 | nein | 5 | 3,232 | 3,582 | | 9,236 | 8,034 | | |
| 179 | 2 | Mo/Rh | 40 | nein | 5 | 4,037 | 4,483 | | 9,853 | 10,387 | | |
| 180 | 2 | Mo/Rh | 50 | nein | 5 | 5,054 | 5,563 | | 9,361 | 10,509 | | |
| 181 | 2 | Mo/Rh | 63 | nein | 5 | 6,358 | 7,035 | | 11,264 | 11,318 | | |
| 182 | 2 | Mo/Rh | 80 | nein | 5 | 8,067 | 8,960 | | 9,853 | 13,055 | | |
| 183 | 2 | Mo/Rh | 100 | nein | 5 | 10,083 | 11,240 | | 12,719 | 13,262 | | |
| 184 | 2 | Mo/Rh | 125 | nein | 5 | 12,613 | 14,090 | | 13,720 | 13,314 | | |
| 185 | 3 | Mo/Rh | 16 | nein | 5 | 1,612 | 1,773 | | 5,412 | 4,633 | | |
| 186 | 3 | Mo/Rh | 32 | nein | 5 | 3,232 | 3,582 | | 9,165 | 8,310 | | |
| 187 | 3 | Mo/Rh | 40 | nein | 5 | 4,037 | 4,483 | | 8,633 | 6,279 | | |
| 188 | 3 | Mo/Rh | 50 | nein | 5 | 5,054 | 5,563 | | 9,440 | 8,673 | | |

| IQF ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|-------|
| 189 | 3 | Mo/Rh | 63 | nein | 5 | 6,358 | 7,035 | | 10,915 | 9,471 | | |
| 190 | 3 | Mo/Rh | 80 | nein | 5 | 8,067 | 8,960 | | 11,080 | 9,755 | | |
| 191 | 3 | Mo/Rh | 100 | nein | 5 | 10,083 | 11,240 | | 10,927 | 10,392 | | |
| 192 | 3 | Mo/Rh | 125 | nein | 5 | 12,613 | 14,090 | | 12,313 | 11,150 | | |
| 193 | 1 | Rh/Rh | 16 | ja | 3 | 1,507 | | | 12,887 | | | |
| 194 | 1 | Rh/Rh | 32 | ja | 3 | 3,001 | | | 16,185 | | | |
| 195 | 1 | Rh/Rh | 40 | ja | 3 | 3,759 | | | 18,433 | | | |
| 196 | 1 | Rh/Rh | 50 | ja | 3 | 4,699 | | | 19,451 | | | |
| 197 | 1 | Rh/Rh | 63 | ja | 3 | 5,914 | | | 20,159 | | | |
| 198 | 1 | Rh/Rh | 80 | ja | 3 | 7,515 | | | 20,831 | | | |
| 199 | 1 | Rh/Rh | 100 | ja | 3 | 9,39 | | | 22,939 | | | |
| 200 | 1 | Rh/Rh | 125 | ja | 3 | 11,747 | | | 22,136 | | | |
| 201 | 2 | Rh/Rh | 16 | ja | 3 | 1,507 | | | 10,930 | | | |
| 202 | 2 | Rh/Rh | 32 | ja | 3 | 3,001 | | | 13,992 | | | |
| 203 | 2 | Rh/Rh | 40 | ja | 3 | 3,759 | | | 16,395 | | | |
| 204 | 2 | Rh/Rh | 50 | ja | 3 | 4,699 | | | 17,590 | | | |
| 205 | 2 | Rh/Rh | 63 | ja | 3 | 5,914 | | | 18,806 | | | |
| 206 | 2 | Rh/Rh | 80 | ja | 3 | 7,515 | | | 19,338 | | | |
| 207 | 2 | Rh/Rh | 100 | ja | 3 | 9,39 | | | 21,209 | | | |
| 208 | 2 | Rh/Rh | 125 | ja | 3 | 11,747 | | | 21,680 | | | |
| 209 | 3 | Rh/Rh | 16 | ja | 3 | 1,507 | | | 14,275 | | | |
| 210 | 3 | Rh/Rh | 32 | ja | 3 | 3,001 | | | 14,781 | | | |
| 211 | 3 | Rh/Rh | 40 | ja | 3 | 3,759 | | | 16,424 | | | |
| 212 | 3 | Rh/Rh | 50 | ja | 3 | 4,699 | | | 16,546 | | | |
| 213 | 3 | Rh/Rh | 63 | ja | 3 | 5,914 | | | 20,390 | | | |
| 214 | 3 | Rh/Rh | 80 | ja | 3 | 7,515 | | | 18,731 | | | |
| 215 | 3 | Rh/Rh | 100 | ja | 3 | 9,39 | | | 21,760 | | | |

| IQF ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|-------|
| 216 | 3 | Rh/Rh | 125 | ja | 3 | 11,747 | | | 21,885 | | | |
| 217 | 1 | Rh/Rh | 16 | ja | 5 | 1,578 | | | 6,202 | | | |
| 218 | 1 | Rh/Rh | 32 | ja | 5 | 3,18 | | | 8,478 | | | |
| 219 | 1 | Rh/Rh | 40 | ja | 5 | 3,985 | | | 8,818 | | | |
| 220 | 1 | Rh/Rh | 50 | ja | 5 | 4,988 | | | 10,274 | | | |
| 221 | 1 | Rh/Rh | 63 | ja | 5 | 6,299 | | | 11,691 | | | |
| 222 | 1 | Rh/Rh | 80 | ja | 5 | 8,021 | | | 11,920 | | | |
| 223 | 1 | Rh/Rh | 100 | ja | 5 | 10,021 | | | 15,648 | | | |
| 224 | 1 | Rh/Rh | 125 | ja | 5 | 12,586 | | | 17,598 | | | |
| 225 | 2 | Rh/Rh | 16 | ja | 5 | 1,578 | | | 6,493 | | | |
| 226 | 2 | Rh/Rh | 32 | ja | 5 | 3,18 | | | 8,815 | | | |
| 227 | 2 | Rh/Rh | 40 | ja | 5 | 3,985 | | | 9,330 | | | |
| 228 | 2 | Rh/Rh | 50 | ja | 5 | 4,988 | | | 9,204 | | | |
| 229 | 2 | Rh/Rh | 63 | ja | 5 | 6,299 | | | 10,820 | | | |
| 230 | 2 | Rh/Rh | 80 | ja | 5 | 8,021 | | | 10,754 | | | |
| 231 | 2 | Rh/Rh | 100 | ja | 5 | 10,021 | | | 14,469 | | | |
| 232 | 2 | Rh/Rh | 125 | ja | 5 | 12,586 | | | 16,462 | | | |
| 233 | 3 | Rh/Rh | 16 | ja | 5 | 1,578 | | | 10,480 | | | |
| 234 | 3 | Rh/Rh | 32 | ja | 5 | 3,18 | | | 12,965 | | | |
| 235 | 3 | Rh/Rh | 40 | ja | 5 | 3,985 | | | 12,222 | | | |
| 236 | 3 | Rh/Rh | 50 | ja | 5 | 4,988 | | | 11,855 | | | |
| 237 | 3 | Rh/Rh | 63 | ja | 5 | 6,299 | | | 14,098 | | | |
| 238 | 3 | Rh/Rh | 80 | ja | 5 | 8,021 | | | 15,130 | | | |
| 239 | 3 | Rh/Rh | 100 | ja | 5 | 10,021 | | | 17,282 | | | |
| 240 | 3 | Rh/Rh | 125 | ja | 5 | 12,586 | | | 19,817 | | | |
| 241 | 1 | Rh/Rh | 16 | nein | 3 | 1,446 | | | 14,831 | | | |
| 242 | 1 | Rh/Rh | 32 | nein | 3 | 2,897 | | | 17,505 | | | |

| IQF ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|-------|
| 243 | 1 | Rh/Rh | 40 | nein | 3 | 3,615 | | | 18,347 | | | |
| 244 | 1 | Rh/Rh | 50 | nein | 3 | 4,526 | | | 20,307 | | | |
| 245 | 1 | Rh/Rh | 63 | nein | 3 | 5,701 | | | 21,133 | | | |
| 246 | 1 | Rh/Rh | 80 | nein | 3 | 7,249 | | | 23,704 | | | |
| 247 | 1 | Rh/Rh | 100 | nein | 3 | 9,047 | | | 23,891 | | | |
| 248 | 1 | Rh/Rh | 125 | nein | 3 | 11,31 | | | 24,301 | | | |
| 249 | 2 | Rh/Rh | 16 | nein | 3 | 1,446 | | | 12,230 | | | |
| 250 | 2 | Rh/Rh | 32 | nein | 3 | 2,897 | | | 13,926 | | | |
| 251 | 2 | Rh/Rh | 40 | nein | 3 | 3,615 | | | 16,835 | | | |
| 252 | 2 | Rh/Rh | 50 | nein | 3 | 4,526 | | | 20,844 | | | |
| 253 | 2 | Rh/Rh | 63 | nein | 3 | 5,701 | | | 21,482 | | | |
| 254 | 2 | Rh/Rh | 80 | nein | 3 | 7,249 | | | 22,481 | | | |
| 255 | 2 | Rh/Rh | 100 | nein | 3 | 9,047 | | | 24,665 | | | |
| 256 | 2 | Rh/Rh | 125 | nein | 3 | 11,31 | | | 22,682 | | | |
| 257 | 3 | Rh/Rh | 16 | nein | 3 | 1,446 | | | 14,113 | | | |
| 258 | 3 | Rh/Rh | 32 | nein | 3 | 2,897 | | | 19,477 | | | |
| 259 | 3 | Rh/Rh | 40 | nein | 3 | 3,615 | | | 18,540 | | | |
| 260 | 3 | Rh/Rh | 50 | nein | 3 | 4,526 | | | 21,625 | | | |
| 261 | 3 | Rh/Rh | 63 | nein | 3 | 5,701 | | | 21,254 | | | |
| 262 | 3 | Rh/Rh | 80 | nein | 3 | 7,249 | | | 24,133 | | | |
| 263 | 3 | Rh/Rh | 100 | nein | 3 | 9,047 | | | 25,757 | | | |
| 264 | 3 | Rh/Rh | 125 | nein | 3 | 11,31 | | | 22,529 | | | |
| 265 | 1 | Rh/Rh | 16 | nein | 5 | 1,543 | | | 5,686 | | | |
| 266 | 1 | Rh/Rh | 32 | nein | 5 | 3,096 | | | 9,069 | | | |
| 267 | 1 | Rh/Rh | 40 | nein | 5 | 3,864 | | | 10,529 | | | |
| 268 | 1 | Rh/Rh | 50 | nein | 5 | 4,828 | | | 11,304 | | | |
| 269 | 1 | Rh/Rh | 63 | nein | 5 | 6,081 | | | 11,886 | | | |

| IQF ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|-------|
| 270 | 1 | Rh/Rh | 80 | nein | 5 | 7,725 | | | 13,213 | | | |
| 271 | 1 | Rh/Rh | 100 | nein | 5 | 9,659 | | | 13,583 | | | |
| 272 | 1 | Rh/Rh | 125 | nein | 5 | 12,074 | | | 15,648 | | | |
| 273 | 2 | Rh/Rh | 16 | nein | 5 | 1,543 | | | 5,828 | | | |
| 274 | 2 | Rh/Rh | 32 | nein | 5 | 3,096 | | | 7,965 | | | |
| 275 | 2 | Rh/Rh | 40 | nein | 5 | 3,864 | | | 10,637 | | | |
| 276 | 2 | Rh/Rh | 50 | nein | 5 | 4,828 | | | 10,882 | | | |
| 277 | 2 | Rh/Rh | 63 | nein | 5 | 6,081 | | | 12,460 | | | |
| 278 | 2 | Rh/Rh | 80 | nein | 5 | 7,725 | | | 13,073 | | | |
| 279 | 2 | Rh/Rh | 100 | nein | 5 | 9,659 | | | 14,787 | | | |
| 280 | 2 | Rh/Rh | 125 | nein | 5 | 12,074 | | | 14,180 | | | |
| 281 | 3 | Rh/Rh | 16 | nein | 5 | 1,543 | | | 7,572 | | | |
| 282 | 3 | Rh/Rh | 32 | nein | 5 | 3,096 | | | 11,936 | | | |
| 283 | 3 | Rh/Rh | 40 | nein | 5 | 3,864 | | | 12,122 | | | |
| 284 | 3 | Rh/Rh | 50 | nein | 5 | 4,828 | | | 11,099 | | | |
| 285 | 3 | Rh/Rh | 63 | nein | 5 | 6,081 | | | 14,055 | | | |
| 286 | 3 | Rh/Rh | 80 | nein | 5 | 7,725 | | | 14,018 | | | |
| 287 | 3 | Rh/Rh | 100 | nein | 5 | 9,659 | | | 16,994 | | | |
| 288 | 3 | Rh/Rh | 125 | nein | 5 | 12,074 | | | 15,096 | | | |

Tabelle 17: Stammdaten IQF

| | |
|--------------|---|
| ID | Identifikationsnummer |
| Reader | Untersucher |
| Anode/Filter | Anoden-Filterkombination |
| Mo/Mo | Molybdän als Anoden- und Filtermaterial |
| Mo/Rh | Molybdänanode mit Rhodiumfilter |
| Rh/Rh | Rhodium als Anoden- und Filtermaterial |
| PMMA | Plexiglasdicke |

nD neuer Detektor
aD alter Detektor
konv. - konventionelles Mammographiegerät

7.4. Stammdaten COR

| COR ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|--------|
| 1 | 1 | Mo/Mo | 16 | ja | 3 | 1,924 | 2,241 | 1,822 | 50,725 | 51,691 | 41,546 | 50,242 |
| 2 | 1 | Mo/Mo | 32 | ja | 3 | 3,849 | 4,515 | 3,661 | 66,667 | 56,039 | 55,556 | 56,039 |
| 3 | 1 | Mo/Mo | 40 | ja | 3 | 4,811 | 5,654 | 4,582 | 68,116 | 62,802 | 58,937 | 48,792 |
| 4 | 1 | Mo/Mo | 50 | ja | 3 | 6,014 | 7,022 | 5,735 | 76,329 | 64,251 | 66,184 | 42,995 |
| 5 | 1 | Mo/Mo | 63 | ja | 3 | 7,577 | 8,868 | 7,226 | 72,947 | 70,531 | 63,768 | 29,952 |
| 6 | 1 | Mo/Mo | 80 | ja | 3 | 9,622 | 11,300 | 9,181 | 80,193 | 73,430 | 68,116 | 21,256 |
| 7 | 1 | Mo/Mo | 100 | ja | 3 | 12,027 | 14,180 | 11,480 | 84,058 | 76,329 | 70,531 | 14,493 |
| 8 | 1 | Mo/Mo | 125 | ja | 3 | 15,034 | 17,780 | 14,390 | 86,473 | 77,295 | 74,879 | 13,043 |
| 9 | 2 | Mo/Mo | 16 | ja | 3 | 1,924 | 2,241 | 1,822 | 41,063 | 51,208 | 38,164 | 46,377 |
| 10 | 2 | Mo/Mo | 32 | ja | 3 | 3,849 | 4,515 | 3,661 | 53,623 | 62,802 | 53,623 | 54,106 |
| 11 | 2 | Mo/Mo | 40 | ja | 3 | 4,811 | 5,654 | 4,582 | 55,072 | 64,251 | 60,386 | 48,792 |
| 12 | 2 | Mo/Mo | 50 | ja | 3 | 6,014 | 7,022 | 5,735 | 60,386 | 71,014 | 68,116 | 41,063 |
| 13 | 2 | Mo/Mo | 63 | ja | 3 | 7,577 | 8,868 | 7,226 | 63,285 | 72,947 | 67,633 | 34,783 |
| 14 | 2 | Mo/Mo | 80 | ja | 3 | 9,622 | 11,300 | 9,181 | 68,599 | 75,845 | 69,565 | 23,671 |
| 15 | 2 | Mo/Mo | 100 | ja | 3 | 12,027 | 14,180 | 11,480 | 68,599 | 78,744 | 77,778 | 16,425 |
| 16 | 2 | Mo/Mo | 125 | ja | 3 | 15,034 | 17,780 | 14,390 | 74,396 | 85,990 | 74,879 | 12,077 |
| 17 | 3 | Mo/Mo | 16 | ja | 3 | 1,924 | 2,241 | 1,822 | 54,106 | 47,826 | | 51,208 |
| 18 | 3 | Mo/Mo | 32 | ja | 3 | 3,849 | 4,515 | 3,661 | 70,531 | 59,903 | | 61,836 |
| 19 | 3 | Mo/Mo | 40 | ja | 3 | 4,811 | 5,654 | 4,582 | 66,667 | 62,319 | | 48,309 |
| 20 | 3 | Mo/Mo | 50 | ja | 3 | 6,014 | 7,022 | 5,735 | 71,498 | 73,913 | | 42,029 |
| 21 | 3 | Mo/Mo | 63 | ja | 3 | 7,577 | 8,868 | 7,226 | 69,082 | 72,464 | | 32,850 |
| 22 | 3 | Mo/Mo | 80 | ja | 3 | 9,622 | 11,300 | 9,181 | 78,261 | 79,227 | | 23,671 |

| COR ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|--------|
| 23 | 3 | Mo/Mo | 100 | ja | 3 | 12,027 | 14,180 | 11,480 | 77,295 | 73,913 | | 21,256 |
| 24 | 3 | Mo/Mo | 125 | ja | 3 | 15,034 | 17,780 | 14,390 | 75,362 | 82,126 | | 21,256 |
| 25 | 1 | Mo/Mo | 16 | ja | 5 | 2,019 | 2,375 | 1,946 | 32,367 | 24,638 | 15,459 | 0,000 |
| 26 | 1 | Mo/Mo | 32 | ja | 5 | 4,073 | 4,794 | 3,908 | 42,512 | 33,816 | 25,604 | 23,188 |
| 27 | 1 | Mo/Mo | 40 | ja | 5 | 5,101 | 6,003 | 4,894 | 46,860 | 38,647 | 28,986 | 29,952 |
| 28 | 1 | Mo/Mo | 50 | ja | 5 | 6,387 | 7,455 | 6,113 | 47,826 | 47,343 | 36,715 | 36,715 |
| 29 | 1 | Mo/Mo | 63 | ja | 5 | 8,064 | 9,421 | 7,702 | 57,005 | 48,792 | 38,647 | 40,097 |
| 30 | 1 | Mo/Mo | 80 | ja | 5 | 10,255 | 12,000 | 9,783 | 57,488 | 53,623 | 44,444 | 44,444 |
| 31 | 1 | Mo/Mo | 100 | ja | 5 | 12,84 | 15,050 | 12,240 | 60,386 | 56,522 | 46,377 | 49,758 |
| 32 | 1 | Mo/Mo | 125 | ja | 5 | 16,115 | 18,880 | 15,330 | 65,700 | 58,454 | 54,106 | 53,623 |
| 33 | 2 | Mo/Mo | 16 | ja | 5 | 2,019 | 2,375 | 1,946 | 24,155 | 25,604 | 13,043 | 0,000 |
| 34 | 2 | Mo/Mo | 32 | ja | 5 | 4,073 | 4,794 | 3,908 | 31,884 | 37,681 | 18,841 | 19,807 |
| 35 | 2 | Mo/Mo | 40 | ja | 5 | 5,101 | 6,003 | 4,894 | 39,614 | 42,029 | 23,188 | 30,918 |
| 36 | 2 | Mo/Mo | 50 | ja | 5 | 6,387 | 7,455 | 6,113 | 38,164 | 55,072 | 33,816 | 37,681 |
| 37 | 2 | Mo/Mo | 63 | ja | 5 | 8,064 | 9,421 | 7,702 | 43,961 | 50,242 | 34,300 | 41,546 |
| 38 | 2 | Mo/Mo | 80 | ja | 5 | 10,255 | 12,000 | 9,783 | 48,309 | 54,106 | 42,995 | 42,512 |
| 39 | 2 | Mo/Mo | 100 | ja | 5 | 12,84 | 15,050 | 12,240 | 51,691 | 58,454 | 47,826 | 46,860 |
| 40 | 2 | Mo/Mo | 125 | ja | 5 | 16,115 | 18,880 | 15,330 | 57,005 | 61,353 | 50,725 | 50,725 |
| 41 | 3 | Mo/Mo | 16 | ja | 5 | 2,019 | 2,375 | 1,946 | 34,783 | 27,053 | | 0,000 |
| 42 | 3 | Mo/Mo | 32 | ja | 5 | 4,073 | 4,794 | 3,908 | 39,614 | 36,232 | | 20,773 |
| 43 | 3 | Mo/Mo | 40 | ja | 5 | 5,101 | 6,003 | 4,894 | 45,411 | 37,681 | | 27,536 |
| 44 | 3 | Mo/Mo | 50 | ja | 5 | 6,387 | 7,455 | 6,113 | 48,792 | 53,140 | | 28,986 |
| 45 | 3 | Mo/Mo | 63 | ja | 5 | 8,064 | 9,421 | 7,702 | 46,860 | 43,478 | | 40,097 |
| 46 | 3 | Mo/Mo | 80 | ja | 5 | 10,255 | 12,000 | 9,783 | 59,420 | 45,894 | | 36,232 |
| 47 | 3 | Mo/Mo | 100 | ja | 5 | 12,84 | 15,050 | 12,240 | 57,005 | 56,039 | | 46,860 |
| 48 | 3 | Mo/Mo | 125 | ja | 5 | 16,115 | 18,880 | 15,330 | 52,657 | 55,556 | | 47,826 |
| 49 | 1 | Mo/Mo | 16 | nein | 3 | 1,854 | 2,241 | | 59,420 | 57,488 | 52,657 | |

| COR ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|-------|
| 50 | 1 | Mo/Mo | 32 | nein | 3 | 3,707 | 4,515 | | 70,531 | 67,150 | 60,386 | |
| 51 | 1 | Mo/Mo | 40 | nein | 3 | 4,634 | 5,654 | | 71,981 | 69,565 | 65,217 | |
| 52 | 1 | Mo/Mo | 50 | nein | 3 | 5,792 | 7,022 | | 77,295 | 68,599 | 69,565 | |
| 53 | 1 | Mo/Mo | 63 | nein | 3 | 7,298 | 8,868 | | 79,710 | 72,947 | 71,498 | |
| 54 | 1 | Mo/Mo | 80 | nein | 3 | 9,268 | 11,300 | | 81,643 | 75,362 | 72,464 | |
| 55 | 1 | Mo/Mo | 100 | nein | 3 | 11,585 | 14,180 | | 84,541 | 77,778 | 75,845 | |
| 56 | 1 | Mo/Mo | 125 | nein | 3 | 14,481 | 17,780 | | 85,990 | 82,609 | 80,676 | |
| 57 | 2 | Mo/Mo | 16 | nein | 3 | 1,854 | 2,241 | | 58,937 | 58,454 | 57,971 | |
| 58 | 2 | Mo/Mo | 32 | nein | 3 | 3,707 | 4,515 | | 67,633 | 64,734 | 66,667 | |
| 59 | 2 | Mo/Mo | 40 | nein | 3 | 4,634 | 5,654 | | 65,217 | 66,667 | 69,082 | |
| 60 | 2 | Mo/Mo | 50 | nein | 3 | 5,792 | 7,022 | | 70,048 | 71,014 | 69,082 | |
| 61 | 2 | Mo/Mo | 63 | nein | 3 | 7,298 | 8,868 | | 72,947 | 73,430 | 74,879 | |
| 62 | 2 | Mo/Mo | 80 | nein | 3 | 9,268 | 11,300 | | 71,498 | 74,396 | 75,362 | |
| 63 | 2 | Mo/Mo | 100 | nein | 3 | 11,585 | 14,180 | | 80,676 | 81,159 | 79,710 | |
| 64 | 2 | Mo/Mo | 125 | nein | 3 | 14,481 | 17,780 | | 83,092 | 80,676 | 80,193 | |
| 65 | 3 | Mo/Mo | 16 | nein | 3 | 1,854 | 2,241 | | 65,217 | 58,937 | | |
| 66 | 3 | Mo/Mo | 32 | nein | 3 | 3,707 | 4,515 | | 71,498 | 67,150 | | |
| 67 | 3 | Mo/Mo | 40 | nein | 3 | 4,634 | 5,654 | | 72,947 | 68,599 | | |
| 68 | 3 | Mo/Mo | 50 | nein | 3 | 5,792 | 7,022 | | 74,879 | 68,599 | | |
| 69 | 3 | Mo/Mo | 63 | nein | 3 | 7,298 | 8,868 | | 77,295 | 71,014 | | |
| 70 | 3 | Mo/Mo | 80 | nein | 3 | 9,268 | 11,300 | | 80,193 | 72,464 | | |
| 71 | 3 | Mo/Mo | 100 | nein | 3 | 11,585 | 14,180 | | 83,092 | 80,193 | | |
| 72 | 3 | Mo/Mo | 125 | nein | 3 | 14,481 | 17,780 | | 84,058 | 78,261 | | |
| 73 | 1 | Mo/Mo | 16 | nein | 5 | 1,978 | 2,375 | | 31,401 | 28,019 | 22,705 | |
| 74 | 1 | Mo/Mo | 32 | nein | 5 | 3,957 | 4,794 | | 45,894 | 40,580 | 37,681 | |
| 75 | 1 | Mo/Mo | 40 | nein | 5 | 4,946 | 6,003 | | 46,377 | 40,097 | 41,063 | |
| 76 | 1 | Mo/Mo | 50 | nein | 5 | 6,182 | 7,455 | | 48,792 | 44,928 | 0,000 | |

| COR ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|-------|
| 77 | 1 | Mo/Mo | 63 | nein | 5 | 7,79 | 9,421 | | 52,657 | 50,242 | 43,961 | |
| 78 | 1 | Mo/Mo | 80 | nein | 5 | 9,892 | 12,000 | | 55,072 | 54,589 | 45,411 | |
| 79 | 1 | Mo/Mo | 100 | nein | 5 | 12,364 | 15,050 | | 57,488 | 54,589 | 52,174 | |
| 80 | 1 | Mo/Mo | 125 | nein | 5 | 15,455 | 18,880 | | 63,285 | 58,454 | 59,903 | |
| 81 | 2 | Mo/Mo | 16 | nein | 5 | 1,978 | 2,375 | | 30,918 | 25,121 | 19,324 | |
| 82 | 2 | Mo/Mo | 32 | nein | 5 | 3,957 | 4,794 | | 42,029 | 38,164 | 37,198 | |
| 83 | 2 | Mo/Mo | 40 | nein | 5 | 4,946 | 6,003 | | 43,961 | 42,995 | 40,097 | |
| 84 | 2 | Mo/Mo | 50 | nein | 5 | 6,182 | 7,455 | | 48,309 | 49,275 | 0,000 | |
| 85 | 2 | Mo/Mo | 63 | nein | 5 | 7,79 | 9,421 | | 43,478 | 49,758 | 47,343 | |
| 86 | 2 | Mo/Mo | 80 | nein | 5 | 9,892 | 12,000 | | 49,758 | 58,937 | 45,894 | |
| 87 | 2 | Mo/Mo | 100 | nein | 5 | 12,364 | 15,050 | | 53,140 | 57,005 | 54,106 | |
| 88 | 2 | Mo/Mo | 125 | nein | 5 | 15,455 | 18,880 | | 57,488 | 61,836 | 57,005 | |
| 89 | 3 | Mo/Mo | 16 | nein | 5 | 1,978 | 2,375 | | 24,638 | 28,019 | | |
| 90 | 3 | Mo/Mo | 32 | nein | 5 | 3,957 | 4,794 | | 36,715 | 38,647 | | |
| 91 | 3 | Mo/Mo | 40 | nein | 5 | 4,946 | 6,003 | | 41,546 | 45,894 | | |
| 92 | 3 | Mo/Mo | 50 | nein | 5 | 6,182 | 7,455 | | 43,961 | 41,063 | | |
| 93 | 3 | Mo/Mo | 63 | nein | 5 | 7,79 | 9,421 | | 44,444 | 50,242 | | |
| 94 | 3 | Mo/Mo | 80 | nein | 5 | 9,892 | 12,000 | | 42,995 | 56,522 | | |
| 95 | 3 | Mo/Mo | 100 | nein | 5 | 12,364 | 15,050 | | 51,208 | 56,522 | | |
| 96 | 3 | Mo/Mo | 125 | nein | 5 | 15,455 | 18,880 | | 51,691 | 55,556 | | |
| 97 | 1 | Mo/Rh | 16 | ja | 3 | 1,57 | 1,670 | | 48,309 | 53,140 | | |
| 98 | 1 | Mo/Rh | 32 | ja | 3 | 3,141 | 3,375 | | 60,386 | 65,217 | | |
| 99 | 1 | Mo/Rh | 40 | ja | 3 | 3,916 | 4,222 | | 65,700 | 67,150 | | |
| 100 | 1 | Mo/Rh | 50 | ja | 3 | 4,906 | 5,248 | | 71,014 | 71,981 | | |
| 101 | 1 | Mo/Rh | 63 | ja | 3 | 6,18 | 6,628 | | 70,048 | 69,565 | | |
| 102 | 1 | Mo/Rh | 80 | ja | 3 | 7,852 | 8,438 | | 72,947 | 74,396 | | |
| 103 | 1 | Mo/Rh | 100 | ja | 3 | 9,833 | 10,580 | | 75,845 | 78,744 | | |

| COR ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|-------|
| 104 | 1 | Mo/Rh | 125 | ja | 3 | 12,277 | 13,280 | | 77,295 | 81,159 | | |
| 105 | 2 | Mo/Rh | 16 | ja | 3 | 1,57 | 1,670 | | 50,725 | 51,208 | | |
| 106 | 2 | Mo/Rh | 32 | ja | 3 | 3,141 | 3,375 | | 65,217 | 61,836 | | |
| 107 | 2 | Mo/Rh | 40 | ja | 3 | 3,916 | 4,222 | | 69,565 | 67,150 | | |
| 108 | 2 | Mo/Rh | 50 | ja | 3 | 4,906 | 5,248 | | 69,082 | 66,667 | | |
| 109 | 2 | Mo/Rh | 63 | ja | 3 | 6,18 | 6,628 | | 70,531 | 71,014 | | |
| 110 | 2 | Mo/Rh | 80 | ja | 3 | 7,852 | 8,438 | | 75,362 | 74,396 | | |
| 111 | 2 | Mo/Rh | 100 | ja | 3 | 9,833 | 10,580 | | 80,193 | 73,913 | | |
| 112 | 2 | Mo/Rh | 125 | ja | 3 | 12,277 | 13,280 | | 82,126 | 77,778 | | |
| 113 | 3 | Mo/Rh | 16 | ja | 3 | 1,57 | 1,670 | | 51,208 | 53,140 | | |
| 114 | 3 | Mo/Rh | 32 | ja | 3 | 3,141 | 3,375 | | 62,319 | 59,420 | | |
| 115 | 3 | Mo/Rh | 40 | ja | 3 | 3,916 | 4,222 | | 64,251 | 59,420 | | |
| 116 | 3 | Mo/Rh | 50 | ja | 3 | 4,906 | 5,248 | | 62,319 | 62,802 | | |
| 117 | 3 | Mo/Rh | 63 | ja | 3 | 6,18 | 6,628 | | 69,082 | 66,184 | | |
| 118 | 3 | Mo/Rh | 80 | ja | 3 | 7,852 | 8,438 | | 68,599 | 70,048 | | |
| 119 | 3 | Mo/Rh | 100 | ja | 3 | 9,833 | 10,580 | | 76,812 | 72,947 | | |
| 120 | 3 | Mo/Rh | 125 | ja | 3 | 12,277 | 13,280 | | 75,362 | 76,329 | | |
| 121 | 1 | Mo/Rh | 16 | ja | 5 | 1,648 | 1,773 | | 27,053 | 32,850 | | |
| 122 | 1 | Mo/Rh | 32 | ja | 5 | 3,322 | 3,582 | | 31,401 | 43,478 | | |
| 123 | 1 | Mo/Rh | 40 | ja | 5 | 4,164 | 4,483 | | 41,546 | 47,343 | | |
| 124 | 1 | Mo/Rh | 50 | ja | 5 | 5,213 | 5,563 | | 47,826 | 48,792 | | |
| 125 | 1 | Mo/Rh | 63 | ja | 5 | 6,578 | 7,035 | | 48,309 | 54,106 | | |
| 126 | 1 | Mo/Rh | 80 | ja | 5 | 8,366 | 8,960 | | 52,174 | 57,488 | | |
| 127 | 1 | Mo/Rh | 100 | ja | 5 | 10,466 | 11,240 | | 56,522 | 61,353 | | |
| 128 | 1 | Mo/Rh | 125 | ja | 5 | 13,149 | 14,090 | | 60,870 | 60,870 | | |
| 129 | 2 | Mo/Rh | 16 | ja | 5 | 1,648 | 1,773 | | 27,536 | 29,952 | | |
| 130 | 2 | Mo/Rh | 32 | ja | 5 | 3,322 | 3,582 | | 34,783 | 33,333 | | |

| COR ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|-------|
| 131 | 2 | Mo/Rh | 40 | ja | 5 | 4,164 | 4,483 | | 37,198 | 42,029 | | |
| 132 | 2 | Mo/Rh | 50 | ja | 5 | 5,213 | 5,563 | | 42,995 | 42,512 | | |
| 133 | 2 | Mo/Rh | 63 | ja | 5 | 6,578 | 7,035 | | 51,208 | 46,860 | | |
| 134 | 2 | Mo/Rh | 80 | ja | 5 | 8,366 | 8,960 | | 54,106 | 55,072 | | |
| 135 | 2 | Mo/Rh | 100 | ja | 5 | 10,466 | 11,240 | | 54,106 | 57,971 | | |
| 136 | 2 | Mo/Rh | 125 | ja | 5 | 13,149 | 14,090 | | 63,285 | 57,005 | | |
| 137 | 3 | Mo/Rh | 16 | ja | 5 | 1,648 | 1,773 | | 25,121 | 30,435 | | |
| 138 | 3 | Mo/Rh | 32 | ja | 5 | 3,322 | 3,582 | | 34,783 | 37,198 | | |
| 139 | 3 | Mo/Rh | 40 | ja | 5 | 4,164 | 4,483 | | 42,995 | 37,198 | | |
| 140 | 3 | Mo/Rh | 50 | ja | 5 | 5,213 | 5,563 | | 46,860 | 43,478 | | |
| 141 | 3 | Mo/Rh | 63 | ja | 5 | 6,578 | 7,035 | | 45,894 | 49,758 | | |
| 142 | 3 | Mo/Rh | 80 | ja | 5 | 8,366 | 8,960 | | 54,106 | 50,725 | | |
| 143 | 3 | Mo/Rh | 100 | ja | 5 | 10,466 | 11,240 | | 52,657 | 56,039 | | |
| 144 | 3 | Mo/Rh | 125 | ja | 5 | 13,149 | 14,090 | | 57,488 | 54,106 | | |
| 145 | 1 | Mo/Rh | 16 | nein | 3 | 1,51 | 1,670 | | 59,420 | 60,386 | | |
| 146 | 1 | Mo/Rh | 32 | nein | 3 | 3,025 | 3,375 | | 69,082 | 67,633 | | |
| 147 | 1 | Mo/Rh | 40 | nein | 3 | 3,782 | 4,222 | | 73,913 | 69,565 | | |
| 148 | 1 | Mo/Rh | 50 | nein | 3 | 4,722 | 5,248 | | 71,498 | 69,565 | | |
| 149 | 1 | Mo/Rh | 63 | nein | 3 | 5,954 | 6,628 | | 75,845 | 76,329 | | |
| 150 | 1 | Mo/Rh | 80 | nein | 3 | 7,558 | 8,438 | | 78,744 | 83,575 | | |
| 151 | 1 | Mo/Rh | 100 | nein | 3 | 9,457 | 10,580 | | 80,676 | 79,227 | | |
| 152 | 1 | Mo/Rh | 125 | nein | 3 | 11,821 | 13,280 | | 83,092 | 85,507 | | |
| 153 | 2 | Mo/Rh | 16 | nein | 3 | 1,51 | 1,670 | | 55,556 | 56,039 | | |
| 154 | 2 | Mo/Rh | 32 | nein | 3 | 3,025 | 3,375 | | 66,184 | 70,048 | | |
| 155 | 2 | Mo/Rh | 40 | nein | 3 | 3,782 | 4,222 | | 71,498 | 68,599 | | |
| 156 | 2 | Mo/Rh | 50 | nein | 3 | 4,722 | 5,248 | | 76,812 | 65,700 | | |
| 157 | 2 | Mo/Rh | 63 | nein | 3 | 5,954 | 6,628 | | 75,845 | 74,396 | | |

| COR ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|-------|
| 158 | 2 | Mo/Rh | 80 | nein | 3 | 7,558 | 8,438 | | 80,676 | 72,947 | | |
| 159 | 2 | Mo/Rh | 100 | nein | 3 | 9,457 | 10,580 | | 83,092 | 71,981 | | |
| 160 | 2 | Mo/Rh | 125 | nein | 3 | 11,821 | 13,280 | | 84,541 | 79,227 | | |
| 161 | 3 | Mo/Rh | 16 | nein | 3 | 1,51 | 1,670 | | 59,903 | 58,937 | | |
| 162 | 3 | Mo/Rh | 32 | nein | 3 | 3,025 | 3,375 | | 63,768 | 66,184 | | |
| 163 | 3 | Mo/Rh | 40 | nein | 3 | 3,782 | 4,222 | | 70,531 | 68,599 | | |
| 164 | 3 | Mo/Rh | 50 | nein | 3 | 4,722 | 5,248 | | 72,947 | 66,667 | | |
| 165 | 3 | Mo/Rh | 63 | nein | 3 | 5,954 | 6,628 | | 71,498 | 69,082 | | |
| 166 | 3 | Mo/Rh | 80 | nein | 3 | 7,558 | 8,438 | | 73,913 | 72,464 | | |
| 167 | 3 | Mo/Rh | 100 | nein | 3 | 9,457 | 10,580 | | 74,879 | 76,812 | | |
| 168 | 3 | Mo/Rh | 125 | nein | 3 | 11,821 | 13,280 | | 80,193 | 77,295 | | |
| 169 | 1 | Mo/Rh | 16 | nein | 5 | 1,612 | 1,773 | | 28,502 | 28,986 | | |
| 170 | 1 | Mo/Rh | 32 | nein | 5 | 3,232 | 3,582 | | 37,198 | 42,995 | | |
| 171 | 1 | Mo/Rh | 40 | nein | 5 | 4,037 | 4,483 | | 47,826 | 50,242 | | |
| 172 | 1 | Mo/Rh | 50 | nein | 5 | 5,054 | 5,563 | | 48,792 | 50,242 | | |
| 173 | 1 | Mo/Rh | 63 | nein | 5 | 6,358 | 7,035 | | 53,140 | 54,106 | | |
| 174 | 1 | Mo/Rh | 80 | nein | 5 | 8,067 | 8,960 | | 55,072 | 60,870 | | |
| 175 | 1 | Mo/Rh | 100 | nein | 5 | 10,083 | 11,240 | | 54,106 | 61,836 | | |
| 176 | 1 | Mo/Rh | 125 | nein | 5 | 12,613 | 14,090 | | 61,836 | 64,734 | | |
| 177 | 2 | Mo/Rh | 16 | nein | 5 | 1,612 | 1,773 | | 27,536 | 28,502 | | |
| 178 | 2 | Mo/Rh | 32 | nein | 5 | 3,232 | 3,582 | | 42,512 | 40,580 | | |
| 179 | 2 | Mo/Rh | 40 | nein | 5 | 4,037 | 4,483 | | 45,411 | 44,928 | | |
| 180 | 2 | Mo/Rh | 50 | nein | 5 | 5,054 | 5,563 | | 46,377 | 47,826 | | |
| 181 | 2 | Mo/Rh | 63 | nein | 5 | 6,358 | 7,035 | | 50,725 | 50,725 | | |
| 182 | 2 | Mo/Rh | 80 | nein | 5 | 8,067 | 8,960 | | 48,309 | 56,039 | | |
| 183 | 2 | Mo/Rh | 100 | nein | 5 | 10,083 | 11,240 | | 54,589 | 56,039 | | |
| 184 | 2 | Mo/Rh | 125 | nein | 5 | 12,613 | 14,090 | | 57,971 | 56,522 | | |

| COR ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|-------|
| 185 | 3 | Mo/Rh | 16 | nein | 5 | 1,612 | 1,773 | | 29,469 | 25,121 | | |
| 186 | 3 | Mo/Rh | 32 | nein | 5 | 3,232 | 3,582 | | 44,444 | 41,063 | | |
| 187 | 3 | Mo/Rh | 40 | nein | 5 | 4,037 | 4,483 | | 44,928 | 35,266 | | |
| 188 | 3 | Mo/Rh | 50 | nein | 5 | 5,054 | 5,563 | | 46,377 | 44,444 | | |
| 189 | 3 | Mo/Rh | 63 | nein | 5 | 6,358 | 7,035 | | 50,725 | 46,860 | | |
| 190 | 3 | Mo/Rh | 80 | nein | 5 | 8,067 | 8,960 | | 53,623 | 47,826 | | |
| 191 | 3 | Mo/Rh | 100 | nein | 5 | 10,083 | 11,240 | | 52,174 | 50,725 | | |
| 192 | 3 | Mo/Rh | 125 | nein | 5 | 12,613 | 14,090 | | 56,039 | 52,657 | | |
| 193 | 1 | Rh/Rh | 16 | ja | 3 | 1,507 | | | 53,623 | | | |
| 194 | 1 | Rh/Rh | 32 | ja | 3 | 3,001 | | | 63,285 | | | |
| 195 | 1 | Rh/Rh | 40 | ja | 3 | 3,759 | | | 67,633 | | | |
| 196 | 1 | Rh/Rh | 50 | ja | 3 | 4,699 | | | 70,531 | | | |
| 197 | 1 | Rh/Rh | 63 | ja | 3 | 5,914 | | | 72,947 | | | |
| 198 | 1 | Rh/Rh | 80 | ja | 3 | 7,515 | | | 73,430 | | | |
| 199 | 1 | Rh/Rh | 100 | ja | 3 | 9,39 | | | 77,295 | | | |
| 200 | 1 | Rh/Rh | 125 | ja | 3 | 11,747 | | | 77,778 | | | |
| 201 | 2 | Rh/Rh | 16 | ja | 3 | 1,507 | | | 50,725 | | | |
| 202 | 2 | Rh/Rh | 32 | ja | 3 | 3,001 | | | 59,903 | | | |
| 203 | 2 | Rh/Rh | 40 | ja | 3 | 3,759 | | | 64,251 | | | |
| 204 | 2 | Rh/Rh | 50 | ja | 3 | 4,699 | | | 68,599 | | | |
| 205 | 2 | Rh/Rh | 63 | ja | 3 | 5,914 | | | 71,498 | | | |
| 206 | 2 | Rh/Rh | 80 | ja | 3 | 7,515 | | | 73,430 | | | |
| 207 | 2 | Rh/Rh | 100 | ja | 3 | 9,39 | | | 73,430 | | | |
| 208 | 2 | Rh/Rh | 125 | ja | 3 | 11,747 | | | 75,362 | | | |
| 209 | 3 | Rh/Rh | 16 | ja | 3 | 1,507 | | | 59,420 | | | |
| 210 | 3 | Rh/Rh | 32 | ja | 3 | 3,001 | | | 62,319 | | | |
| 211 | 3 | Rh/Rh | 40 | ja | 3 | 3,759 | | | 66,667 | | | |

| COR ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|-------|
| 212 | 3 | Rh/Rh | 50 | ja | 3 | 4,699 | | | 69,565 | | | |
| 213 | 3 | Rh/Rh | 63 | ja | 3 | 5,914 | | | 71,981 | | | |
| 214 | 3 | Rh/Rh | 80 | ja | 3 | 7,515 | | | 69,082 | | | |
| 215 | 3 | Rh/Rh | 100 | ja | 3 | 9,39 | | | 74,879 | | | |
| 216 | 3 | Rh/Rh | 125 | ja | 3 | 11,747 | | | 74,879 | | | |
| 217 | 1 | Rh/Rh | 16 | ja | 5 | 1,578 | | | 34,783 | | | |
| 218 | 1 | Rh/Rh | 32 | ja | 5 | 3,18 | | | 42,995 | | | |
| 219 | 1 | Rh/Rh | 40 | ja | 5 | 3,985 | | | 44,444 | | | |
| 220 | 1 | Rh/Rh | 50 | ja | 5 | 4,988 | | | 48,792 | | | |
| 221 | 1 | Rh/Rh | 63 | ja | 5 | 6,299 | | | 51,691 | | | |
| 222 | 1 | Rh/Rh | 80 | ja | 5 | 8,021 | | | 53,140 | | | |
| 223 | 1 | Rh/Rh | 100 | ja | 5 | 10,021 | | | 61,353 | | | |
| 224 | 1 | Rh/Rh | 125 | ja | 5 | 12,586 | | | 65,700 | | | |
| 225 | 2 | Rh/Rh | 16 | ja | 5 | 1,578 | | | 34,783 | | | |
| 226 | 2 | Rh/Rh | 32 | ja | 5 | 3,18 | | | 43,961 | | | |
| 227 | 2 | Rh/Rh | 40 | ja | 5 | 3,985 | | | 46,377 | | | |
| 228 | 2 | Rh/Rh | 50 | ja | 5 | 4,988 | | | 44,928 | | | |
| 229 | 2 | Rh/Rh | 63 | ja | 5 | 6,299 | | | 49,275 | | | |
| 230 | 2 | Rh/Rh | 80 | ja | 5 | 8,021 | | | 49,758 | | | |
| 231 | 2 | Rh/Rh | 100 | ja | 5 | 10,021 | | | 60,386 | | | |
| 232 | 2 | Rh/Rh | 125 | ja | 5 | 12,586 | | | 63,285 | | | |
| 233 | 3 | Rh/Rh | 16 | ja | 5 | 1,578 | | | 46,860 | | | |
| 234 | 3 | Rh/Rh | 32 | ja | 5 | 3,18 | | | 55,072 | | | |
| 235 | 3 | Rh/Rh | 40 | ja | 5 | 3,985 | | | 53,140 | | | |
| 236 | 3 | Rh/Rh | 50 | ja | 5 | 4,988 | | | 50,242 | | | |
| 237 | 3 | Rh/Rh | 63 | ja | 5 | 6,299 | | | 57,488 | | | |
| 238 | 3 | Rh/Rh | 80 | ja | 5 | 8,021 | | | 60,870 | | | |

| COR ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|-------|
| 239 | 3 | Rh/Rh | 100 | ja | 5 | 10,021 | | | 68,116 | | | |
| 240 | 3 | Rh/Rh | 125 | ja | 5 | 12,586 | | | 68,599 | | | |
| 241 | 1 | Rh/Rh | 16 | nein | 3 | 1,446 | | | 59,903 | | | |
| 242 | 1 | Rh/Rh | 32 | nein | 3 | 2,897 | | | 64,251 | | | |
| 243 | 1 | Rh/Rh | 40 | nein | 3 | 3,615 | | | 68,116 | | | |
| 244 | 1 | Rh/Rh | 50 | nein | 3 | 4,526 | | | 72,947 | | | |
| 245 | 1 | Rh/Rh | 63 | nein | 3 | 5,701 | | | 74,879 | | | |
| 246 | 1 | Rh/Rh | 80 | nein | 3 | 7,249 | | | 78,744 | | | |
| 247 | 1 | Rh/Rh | 100 | nein | 3 | 9,047 | | | 79,227 | | | |
| 248 | 1 | Rh/Rh | 125 | nein | 3 | 11,31 | | | 80,676 | | | |
| 249 | 2 | Rh/Rh | 16 | nein | 3 | 1,446 | | | 54,589 | | | |
| 250 | 2 | Rh/Rh | 32 | nein | 3 | 2,897 | | | 57,971 | | | |
| 251 | 2 | Rh/Rh | 40 | nein | 3 | 3,615 | | | 66,184 | | | |
| 252 | 2 | Rh/Rh | 50 | nein | 3 | 4,526 | | | 72,947 | | | |
| 253 | 2 | Rh/Rh | 63 | nein | 3 | 5,701 | | | 74,879 | | | |
| 254 | 2 | Rh/Rh | 80 | nein | 3 | 7,249 | | | 77,295 | | | |
| 255 | 2 | Rh/Rh | 100 | nein | 3 | 9,047 | | | 80,676 | | | |
| 256 | 2 | Rh/Rh | 125 | nein | 3 | 11,31 | | | 77,778 | | | |
| 257 | 3 | Rh/Rh | 16 | nein | 3 | 1,446 | | | 60,870 | | | |
| 258 | 3 | Rh/Rh | 32 | nein | 3 | 2,897 | | | 71,014 | | | |
| 259 | 3 | Rh/Rh | 40 | nein | 3 | 3,615 | | | 69,565 | | | |
| 260 | 3 | Rh/Rh | 50 | nein | 3 | 4,526 | | | 76,812 | | | |
| 261 | 3 | Rh/Rh | 63 | nein | 3 | 5,701 | | | 74,879 | | | |
| 262 | 3 | Rh/Rh | 80 | nein | 3 | 7,249 | | | 79,710 | | | |
| 263 | 3 | Rh/Rh | 100 | nein | 3 | 9,047 | | | 83,092 | | | |
| 264 | 3 | Rh/Rh | 125 | nein | 3 | 11,31 | | | 78,744 | | | |
| 265 | 1 | Rh/Rh | 16 | nein | 5 | 1,543 | | | 30,918 | | | |

| COR ID | Reader | Anode / Filter | mAs | Raster | PMMA Dicke in cm | Dosis in mGy Csl | Dosis in mGy aSe | Dosis in mGy konv. | Csl | aSe nD | aSe aD | konv. |
|--------|--------|----------------|-----|--------|------------------|------------------|------------------|--------------------|--------|--------|--------|-------|
| 266 | 1 | Rh/Rh | 32 | nein | 5 | 3,096 | | | 43,961 | | | |
| 267 | 1 | Rh/Rh | 40 | nein | 5 | 3,864 | | | 48,792 | | | |
| 268 | 1 | Rh/Rh | 50 | nein | 5 | 4,828 | | | 50,242 | | | |
| 269 | 1 | Rh/Rh | 63 | nein | 5 | 6,081 | | | 52,657 | | | |
| 270 | 1 | Rh/Rh | 80 | nein | 5 | 7,725 | | | 56,522 | | | |
| 271 | 1 | Rh/Rh | 100 | nein | 5 | 9,659 | | | 57,971 | | | |
| 272 | 1 | Rh/Rh | 125 | nein | 5 | 12,074 | | | 63,285 | | | |
| 273 | 2 | Rh/Rh | 16 | nein | 5 | 1,543 | | | 30,918 | | | |
| 274 | 2 | Rh/Rh | 32 | nein | 5 | 3,096 | | | 40,580 | | | |
| 275 | 2 | Rh/Rh | 40 | nein | 5 | 3,864 | | | 48,309 | | | |
| 276 | 2 | Rh/Rh | 50 | nein | 5 | 4,828 | | | 49,275 | | | |
| 277 | 2 | Rh/Rh | 63 | nein | 5 | 6,081 | | | 52,657 | | | |
| 278 | 2 | Rh/Rh | 80 | nein | 5 | 7,725 | | | 56,039 | | | |
| 279 | 2 | Rh/Rh | 100 | nein | 5 | 9,659 | | | 60,870 | | | |
| 280 | 2 | Rh/Rh | 125 | nein | 5 | 12,074 | | | 57,488 | | | |
| 281 | 3 | Rh/Rh | 16 | nein | 5 | 1,543 | | | 36,715 | | | |
| 282 | 3 | Rh/Rh | 32 | nein | 5 | 3,096 | | | 49,758 | | | |
| 283 | 3 | Rh/Rh | 40 | nein | 5 | 3,864 | | | 52,174 | | | |
| 284 | 3 | Rh/Rh | 50 | nein | 5 | 4,828 | | | 51,208 | | | |
| 285 | 3 | Rh/Rh | 63 | nein | 5 | 6,081 | | | 58,937 | | | |
| 286 | 3 | Rh/Rh | 80 | nein | 5 | 7,725 | | | 57,488 | | | |
| 287 | 3 | Rh/Rh | 100 | nein | 5 | 9,659 | | | 66,184 | | | |
| 288 | 3 | Rh/Rh | 125 | nein | 5 | 12,074 | | | 64,251 | | | |

Tabelle 18: Stammdaten COR

ID Identifikationsnummer
Reader Untersucher
Anode/Filter Anoden-Filterkombination

| | |
|-------|---|
| Mo/Mo | Molybdän als Anoden- und Filtermaterial |
| Mo/Rh | Molybdänanode mit Rhodiumfilter |
| Rh/Rh | Rhodium als Anoden- und Filtermaterial |
| PMMA | Plexiglasdicke |
| nD | neuer Detektor |
| aD | alter Detektor |
| konv. | konventionelles Mammographiegerät |

8. Danksagung

Herrn Professor S. Miller danke ich für die freundliche Überlassung des Promotionsthemas.

Bei Herrn Dr. A. Fischmann möchte ich mich für die Betreuung der Arbeit, das Befunden der Daten als 2. Untersucher und für seine Geduld bei der Beantwortung meiner Fragen bedanken.

Mein Dank gilt ebenfalls Frau Dr. T. Herberts für die statistische Beratung.

Auch möchte ich mich bei Frau Dr. K. Siegmann, Frau Dr. T. Xydeas und Frau R. Läufe bedanken, welche die Aufgabe des 3. Untersuchers zusammen übernommen haben.

9. Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Martin Eberhardt Eßlinger
Geburtsdatum: 03.11.1978
Geburtsort: Esslingen am Neckar
Familienstand: ledig

Bildungsweg:

1985 - 1987 Grundschule in Ostfildern - Ruit
1987 - 1989 Grundschule in Nürtingen - Oberensingen
1989 - 1999 Hölderlin Gymnasium in Nürtingen
April 2000 - Nov. 2006 Studium der Medizin an der Eberhardt-Karls-
Universität Tübingen, Abschluss: Staatsexamen
29.11.2006 Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

Wehrpflicht:

01.07.1999 - 30.04.2000 1./Sanitätsregiment 10 in Horb am Neckar

Berufstätigkeit:

01.05.2007 - 31.01.2008 Assistenzarzt der Medizinische Klinik im
Krankenhaus Balingen
seit 15.02.2008 Assistenzarzt der Pädiatrie im Kreiskrankenhaus
Reutlingen