

**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

<b>1.</b>	<b>Einleitung .....</b>	<b>8</b>
<b>1.1.</b>	<b>Einführung in die Thematik .....</b>	<b>8</b>
<b>1.2.</b>	<b>Mammographie .....</b>	<b>9</b>
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
<b>1.3.</b>	<b>Problematik .....</b>	<b>18</b>
<b>1.4.</b>	<b>Ziel der Arbeit .....</b>	<b>19</b>
<b>2.</b>	<b>Material und Methoden .....</b>	<b>20</b>
<b>2.1.</b>	<b>Das CDMAM Phantom .....</b>	<b>20</b>
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
<b>2.2.</b>	<b>Das Cäsium-Iodid-Szintillator-System (CsI-System) .....</b>	<b>23</b>

2.3.	<b>Das konventionelle Mammographievergät</b> .....	23
2.4.	<b>Das aSe-System</b> .....	24
2.5.	<b>Befundungsmonitor</b> .....	24
2.6.	<b>Versuchsordnung</b> .....	24
2.7.	<b>Statistische Datenverarbeitung</b> .....	26
<b>3.</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	<b>27</b>
3.1.	<b>Bildqualitäts-Index (IQF)</b> .....	<b>27</b>
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.	<b>Detektionsrate (COR)</b> .....	<b>33</b>
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.	<b>Signifikanz aller Detektoren IQF</b> .....	<b>39</b>
3.4.	<b>Signifikanz aller Detektoren COR</b> .....	<b>40</b>
3.5.	<b>IQF + COR Mo/Mo 3 cm PMMA mit Raster</b> .....	<b>41</b>
3.6.	<b>IQF + COR Mo/Mo 5 cm PMMA mit Raster</b> .....	<b>41</b>
3.7.	<b>IQF Mo/Mo 3 und 5 cm PMMA jeweils mit und ohne Verwendung eines Rasters</b> .....	<b>42</b>
3.8.	<b>IQF Mo/Rh 3 und 5 cm PMMA mit und ohne Raster</b> .....	<b>43</b>
3.9.	<b>Csl-System IQF und COR bei Mo/Mo, Mo/Rh und Rh/Rh, 3 und 5 cm PMMA, mit und ohne Raster</b> .....	<b>44</b>
3.10.	<b>aSe-System IQF und COR bei Mo/Mo und Mo/Rh 3 und 5 cm PMMA mit und ohne Raster</b> .....	<b>51</b>

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

<b>7.2.</b>	<b>CDMAM-Phantom .....</b>	<b>91</b>
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
<b>7.3.</b>	<b>Stammdaten IQF .....</b>	<b>95</b>
<b>7.4.</b>	<b>Stammdaten COR .....</b>	<b>106</b>
<b>8.</b>	<b>Danksagung .....</b>	<b>118</b>
<b>9.</b>	<b>Lebenslauf.....</b>	<b>119</b>

# 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 <sup>(16,25,37)</sup>. 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 <sup>(1)</sup>. 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 <sup>(3,23,32,62,72,81,90)</sup>. 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 <sup>(54)</sup>.

In Kombination mit der körperlichen Untersuchung hat die Mammographie die Brustkrebsmortalitäts in den letzten 20 Jahren um 18 - 30 % gesenkt. <sup>(69)</sup> 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 <sup>(21,68,79)</sup>.

## **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 <sup>(4,39)</sup>.

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 <sup>(27)</sup>. 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 <sup>(83)</sup>. 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 <sup>(19)</sup>.

## **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 <sup>(60)</sup>.

#### **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 <sup>(48)</sup>.

#### **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 <sup>(48)</sup>.

#### 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 <sup>(85)</sup>.

#### 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 <sup>(60)</sup>.

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

$SNR_{out}$  - 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. <sup>(78)</sup> 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 <sup>(78)</sup>.

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 <sup>(52)</sup>.

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 <sup>(66)</sup>. 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 <sup>(65)</sup>.

### **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 <sup>(9)</sup>.

In der SFM muss der Film gute Eigenschaften als Absorber der Röntgenstrahlen, in der Bilddarstellung 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 <sup>(54)</sup>. 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) <sup>(43,82)</sup>. 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 <sup>(9)</sup>.

#### **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 <sup>(43)</sup>. 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 <sup>(17)</sup>. Weitere Einschränkungen ergeben sich aus der bisher erhältlichen maximalen Detektorgröße und der benötigten enormen Speicherkapazität <sup>(24)</sup>. 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 <sup>(8)</sup>.

#### **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 <sup>(22)</sup>. Verschiedene Studien legen nahe, dass bei der digitalen Mammographie durch das Entfernen des Rasters eine Dosiseinsparung erreicht werden könnte <sup>(22,36,95)</sup>.

#### **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 <sup>(48,97)</sup>.

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 <sup>(78)</sup>. Momentan liegt die maximale Auflösung im Bereich von 50  $\mu\text{m}$  (Fuji Medical Systems, France) <sup>(60)</sup>.

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 <sup>(54)</sup>. Ein deutlicher Nachteil dieses Systems ist der erhöhte Dosisbedarf und das schlechtere Signal-zu-Rausch Verhältnis. <sup>(9,59)</sup>

#### **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 <sup>(48)</sup>. Am Übergang zwischen den einzelnen Rezeptoren entstehen Zeilen- und Spaltenausfälle in einer Breite von ungefähr 100  $\mu\text{m}$ , 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  $\mu\text{m}$ , dieses Gerät wurde allerdings zwischenzeitlich vom Markt genommen. Nachteil dieser Technologie sind hohe Kosten bei relativ schlechtem Signal-zu-Rausch-Verhältnis <sup>(9)</sup>.

### 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  $\mu\text{m}$  in der Standardeinstellung bei einer Mammographiebildgröße von 21 x 29  $\text{cm}^2$  und 4096 x 5624 Pixel <sup>(51)</sup>. Im hochauflösenden Modus besitzt dieses Gerät sogar ein Auflösungsvermögen von 27  $\mu\text{m}$  bei einer Bildgröße von 11 x 15  $\text{cm}^2$ . 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 <sup>(9,13,24,82)</sup>.

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



#### **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 cm<sup>2</sup> Feld <sup>(60,78)</sup>.

#### **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 <sup>(44,48)</sup>. 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 <sup>(31)</sup>.

#### **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 <sup>(14,28,48,67,86,99,100,101)</sup>.

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 <sup>(55,60)</sup>.

### **1.3. Problematik**

Bisher existieren nur wenige Studien, welche die Bildqualität der einzelnen Systeme miteinander vergleichen <sup>(28,56,57,73,77,78)</sup>. 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**

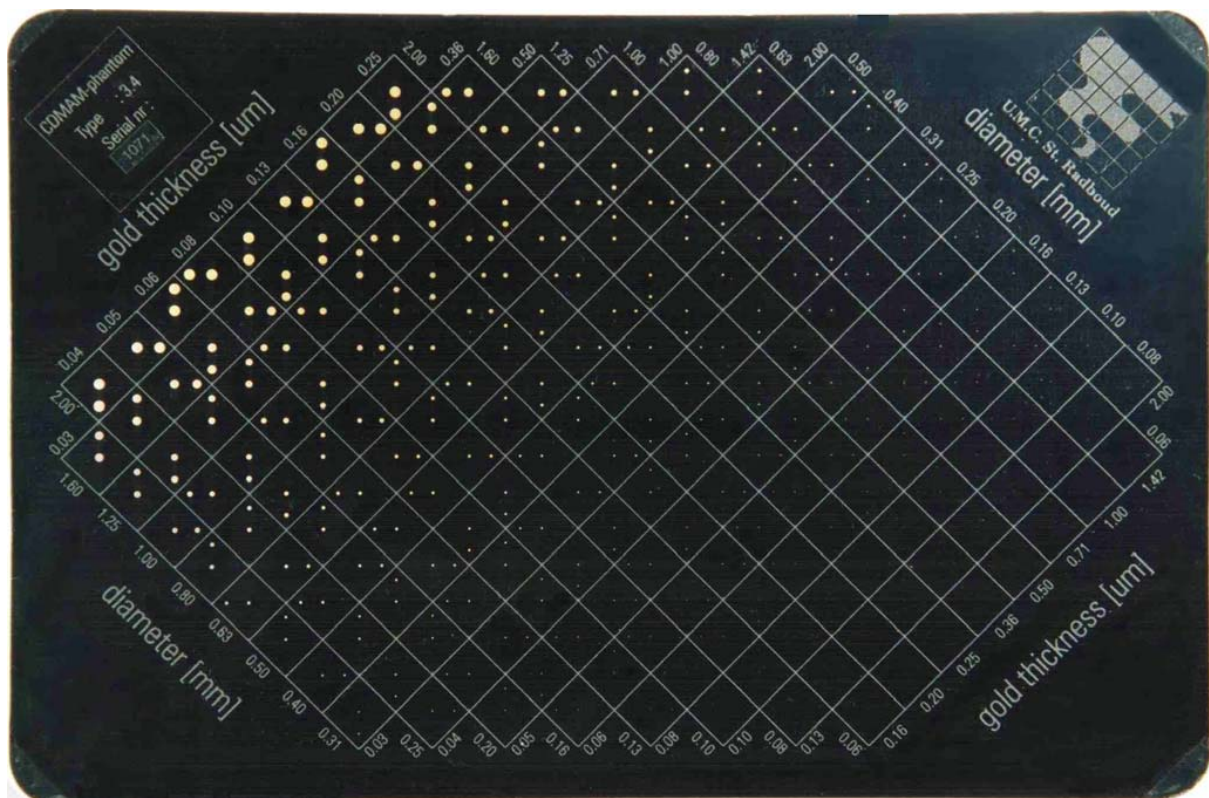
Das Ziel der Arbeit besteht in dem Vergleich eines neuen digitalen Vollfeld-mammographiesystems mit einem bereits von der FDA zugelassenem FFDM-Gerät und dem Nachweis der Überlegenheit gegenüber konventionellen Mammographieaufnahmen. Darüber hinaus werden Daten zur Nutzung verschiedener Anoden-Filterkombinationen 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.

## 2. Material und Methoden

### 2.1. Das CDMAM Phantom

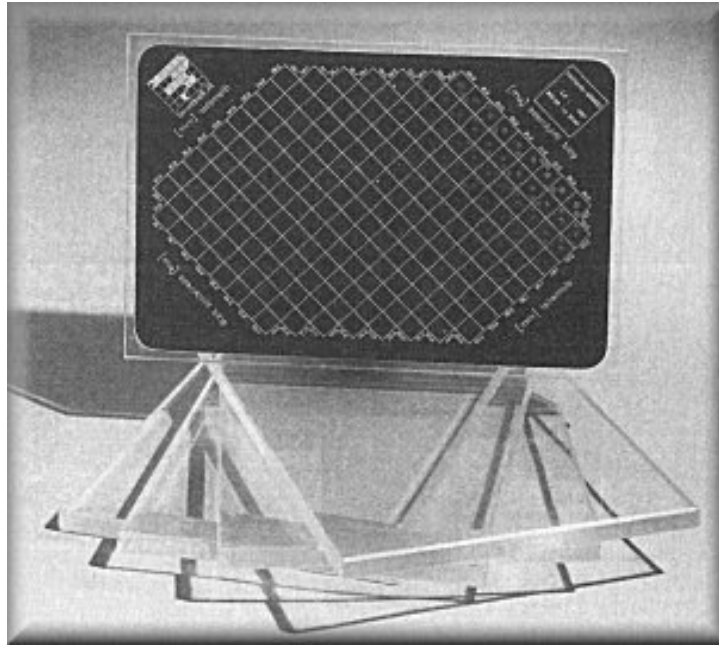
In unserer Studie wurde das CDMAM Phantom Version 3.4 (Artinis Medical Systems, Zetten, Niederlande) verwendet. Dieses Phantom besteht aus einer Aluminiumunterlage mit Goldplättchen, die in Dicke und Durchmesser variieren. Zusätzlich werden vier Plexiglasscheiben mit je 10 mm Dicke bereitgestellt. Dabei haben Phantom und Plexiglasscheiben zusammen die Größe eines normalen Mammographiefilms (180 x 240 mm).

Abbildung 1 zeigt eine Röntgenaufnahme des Phantoms. In Abbildung 2 sieht man ein Foto der Matrix des CDMAM 3.4 mit den vier dazugehörigen Plexiglasplatten zur Simulation verschiedener Brustdicken.



**Abbildung 1: Röntgenbild des Phantoms CDMAM 3.4**

(Mit freundlicher Genehmigung Artinis Medical Systems, Zetten, Niederlande)



**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  $\mu\text{m}$  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 <sup>(75)</sup>.

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 <sup>(11,12)</sup>.

### **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 <sup>(12)</sup>.

### **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 <sup>(12)</sup>.

### **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 <sup>(41,58)</sup>.

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 <sup>(94)</sup>.

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 <sup>(66)</sup>. 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 <sup>(27)</sup>.

## **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 <sup>(41)</sup>. 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 cm<sup>2</sup>, 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 <sup>(30)</sup>.

## **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 <sup>(2)</sup>. 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 <sup>(91)</sup>. 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.

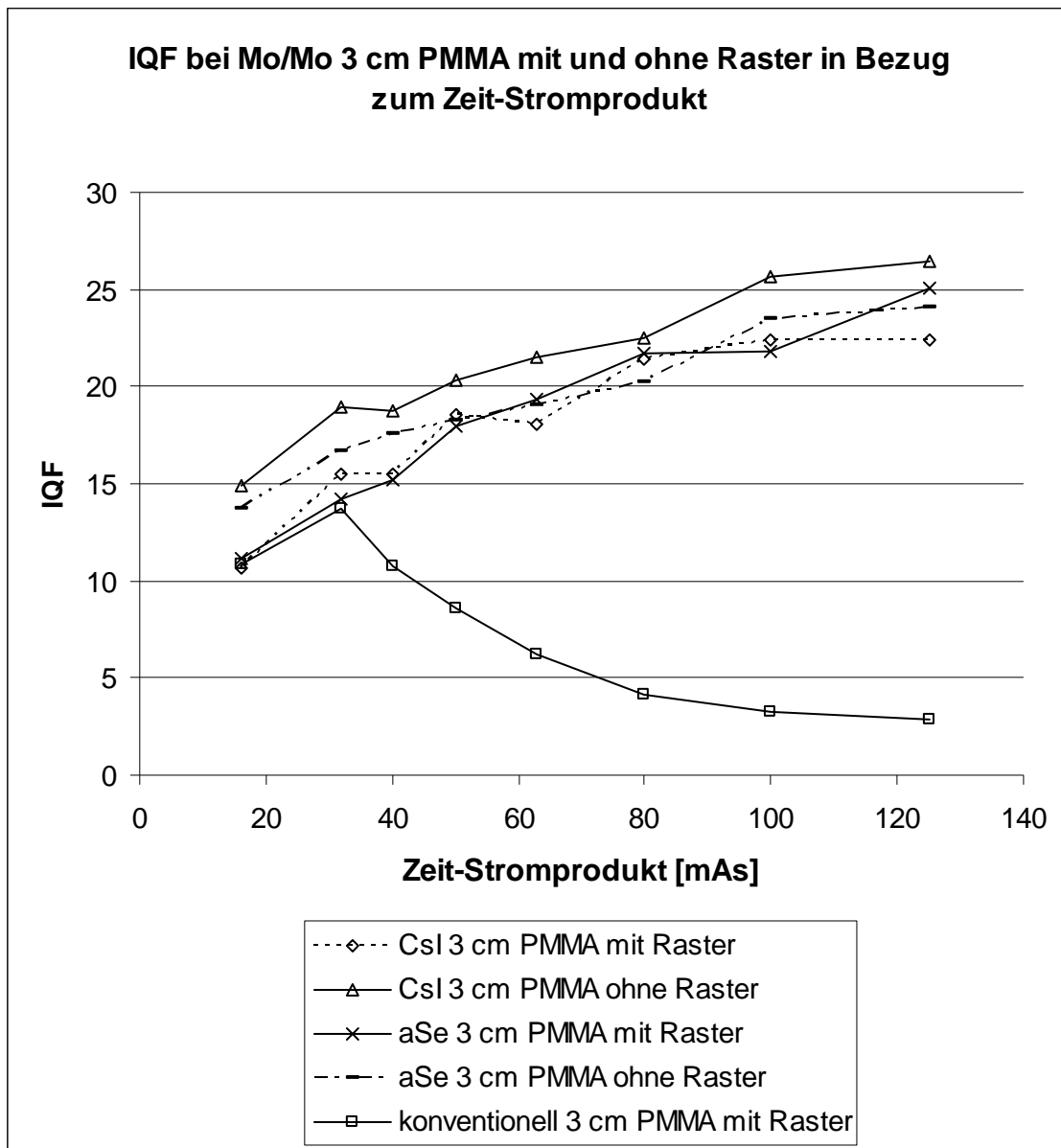
## 3. Ergebnisse

### 3.1. Bildqualitäts-Index (IQF)

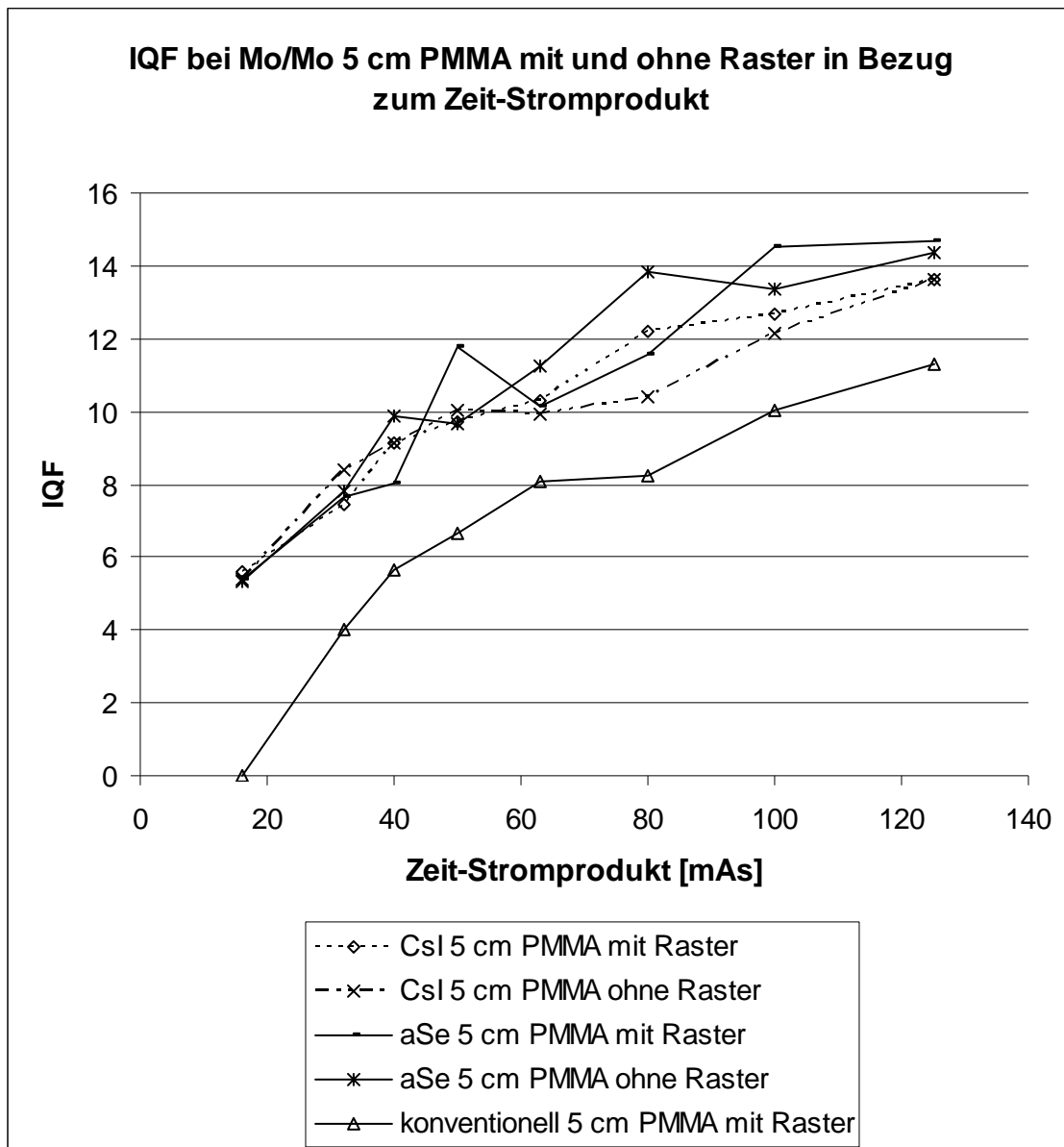
#### 3.1.1. Molybdän als Anoden- und Filtermaterial

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**



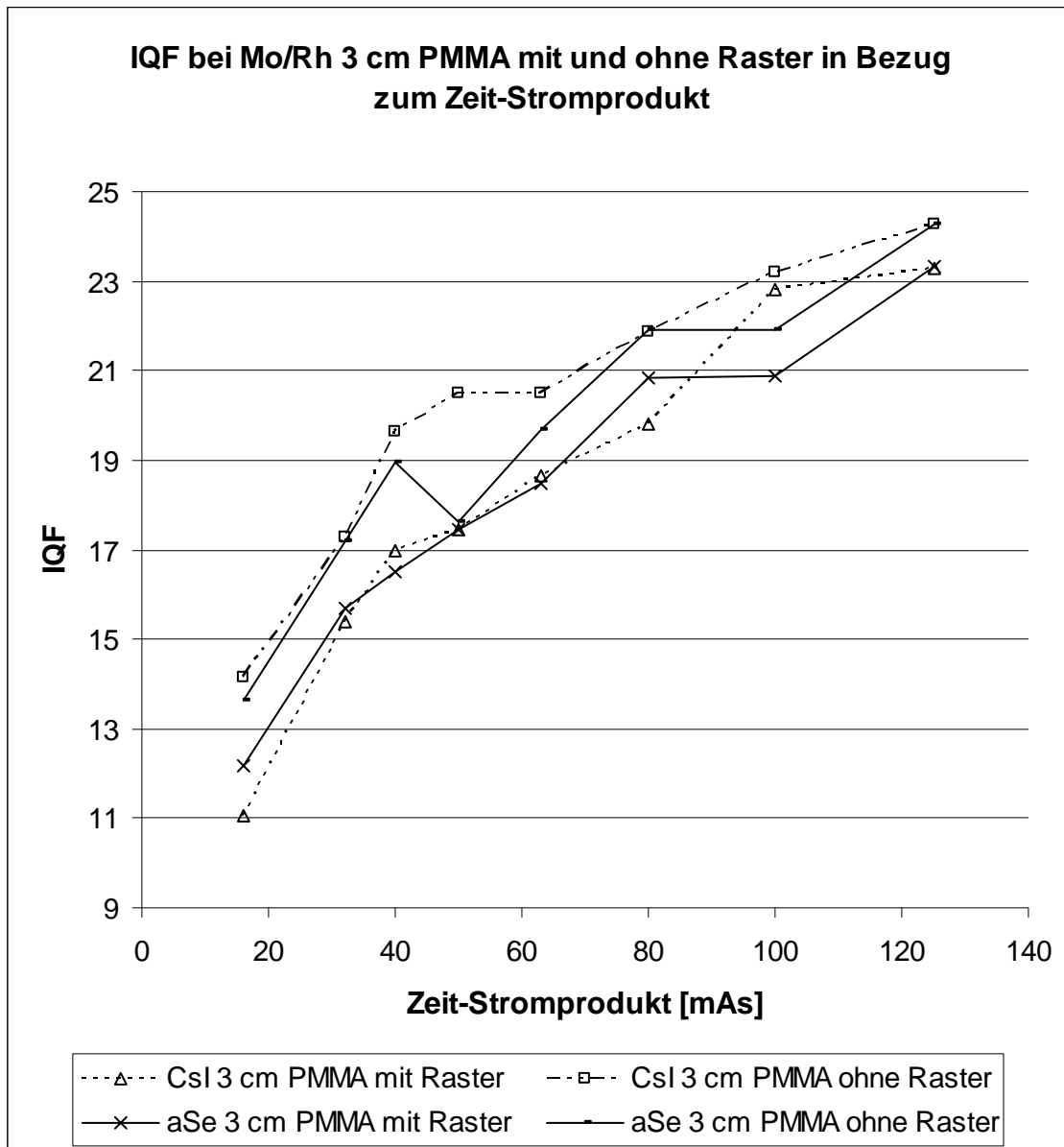
**Diagramm 2: IQF-Werte der einzelnen Mammographieeinheiten bei Mo/Mo, 5 cm PMMA, mit und ohne Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt**

### 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.

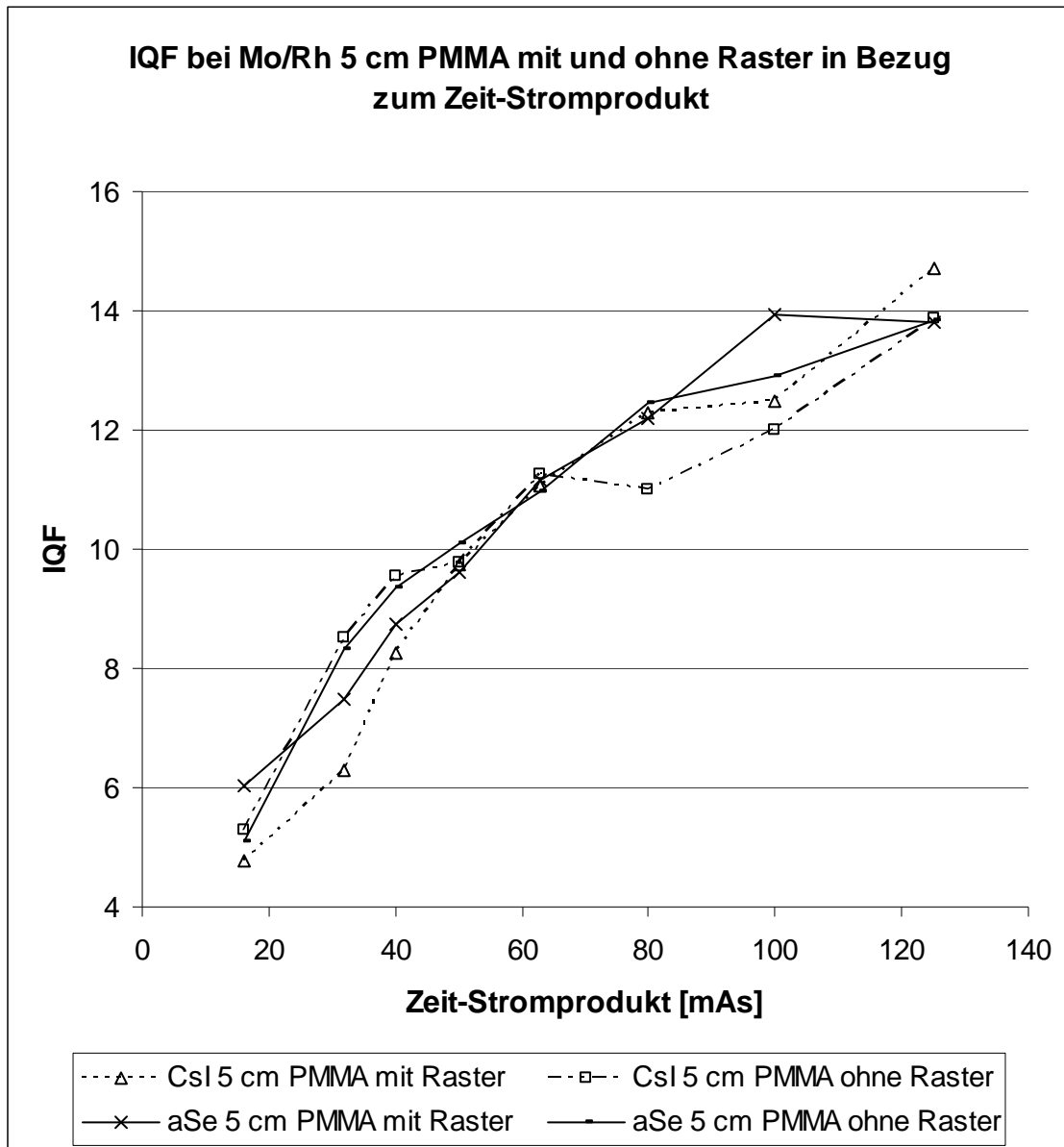
In Diagramm 3 sind die IQF-Ergebnisse für diese Versuchsanordnung zusammengefasst.



**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.

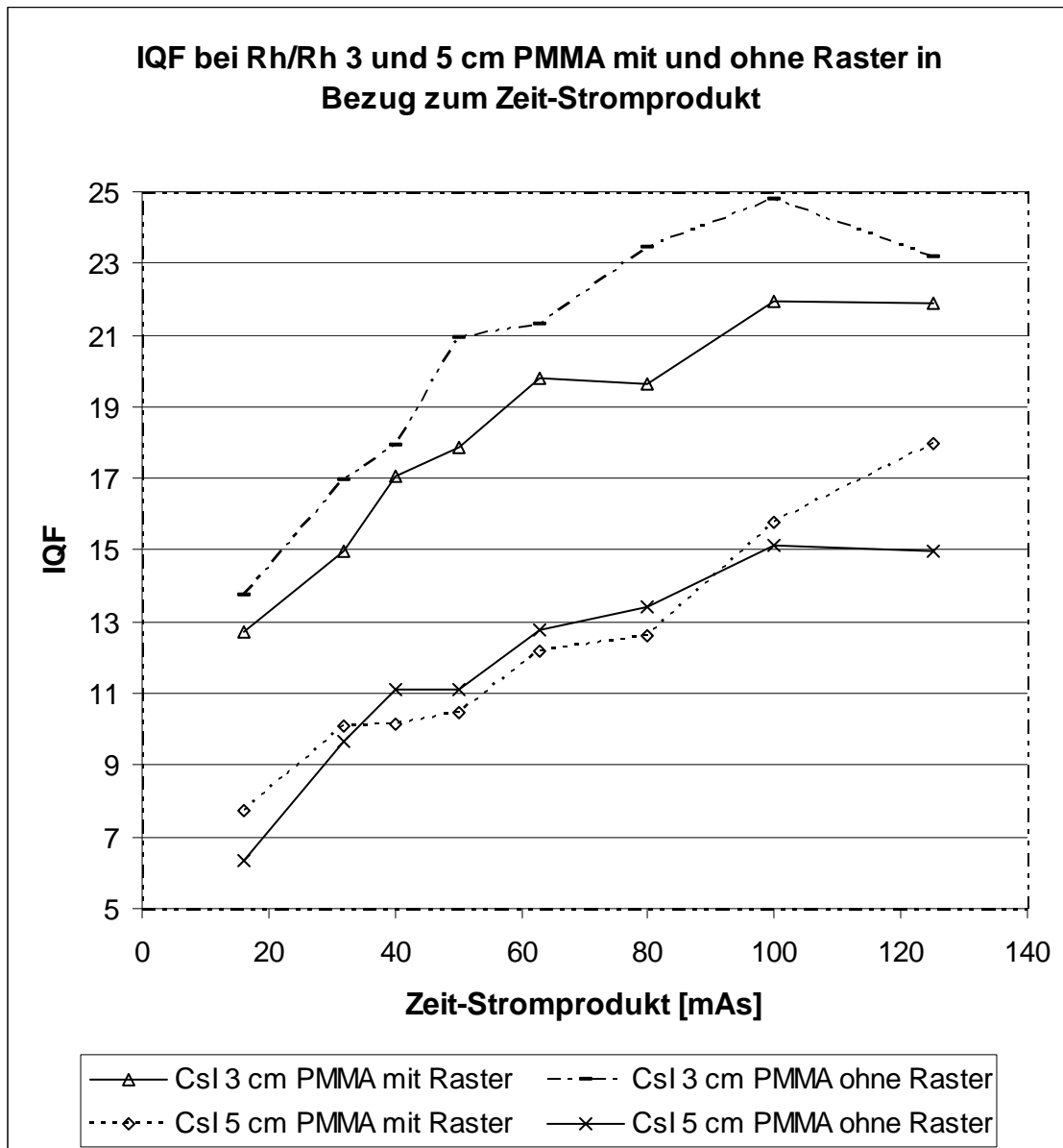


**Diagramm 4: IQF-Werte der digitalen Mammographieeinheiten bei Mo/Rh, 5 cm PMMA, mit und ohne Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt**

### 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 Csl-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.

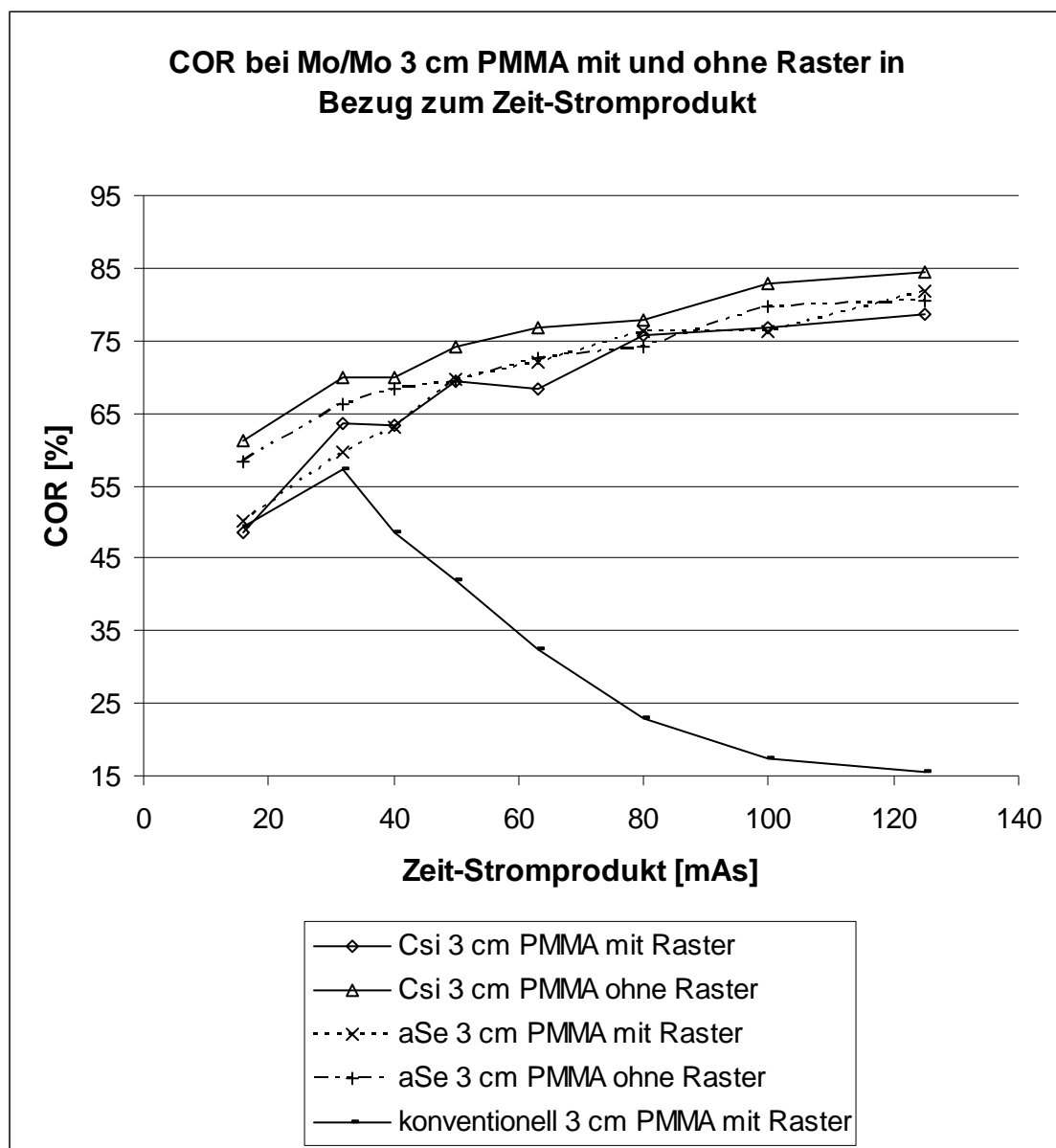
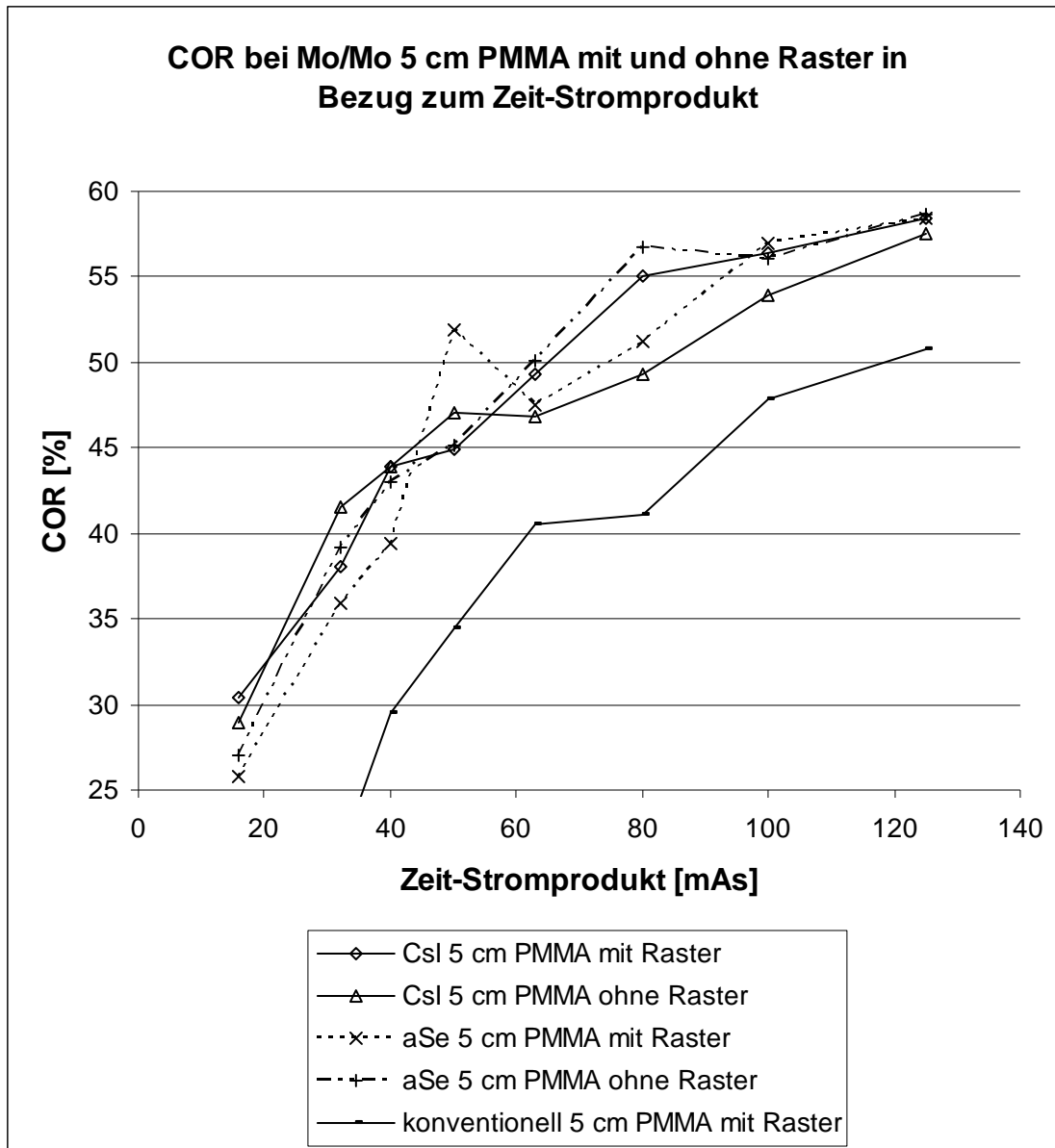


Diagramm 6: COR-Werte der digitalen Mammographieeinheiten bei Mo/Mo, 3 cm PMMA, mit und ohne Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

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.

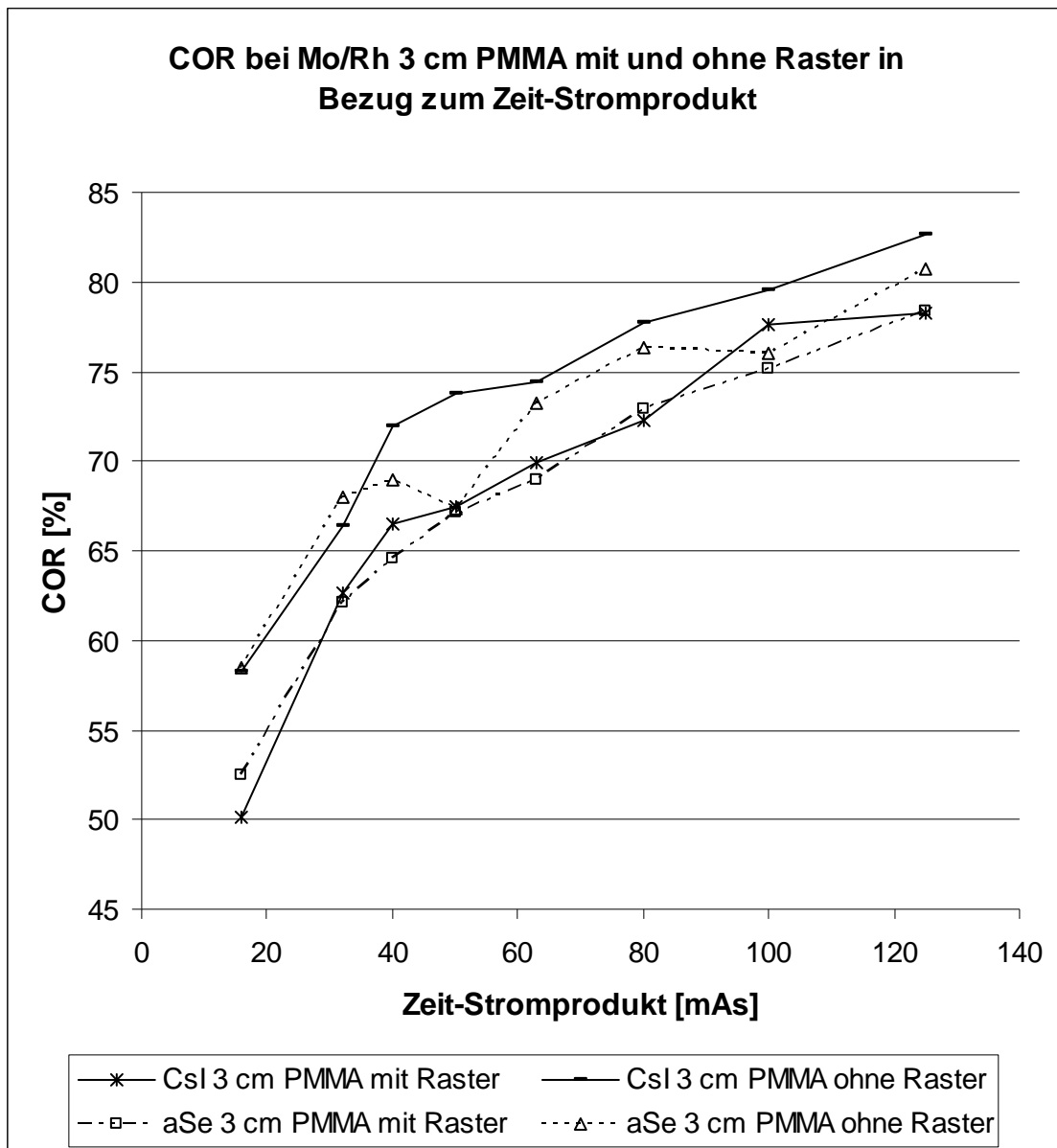
### **3.2.2. Molybdän als Anodenmaterial und Rhodium als Filtermaterial**

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 %.

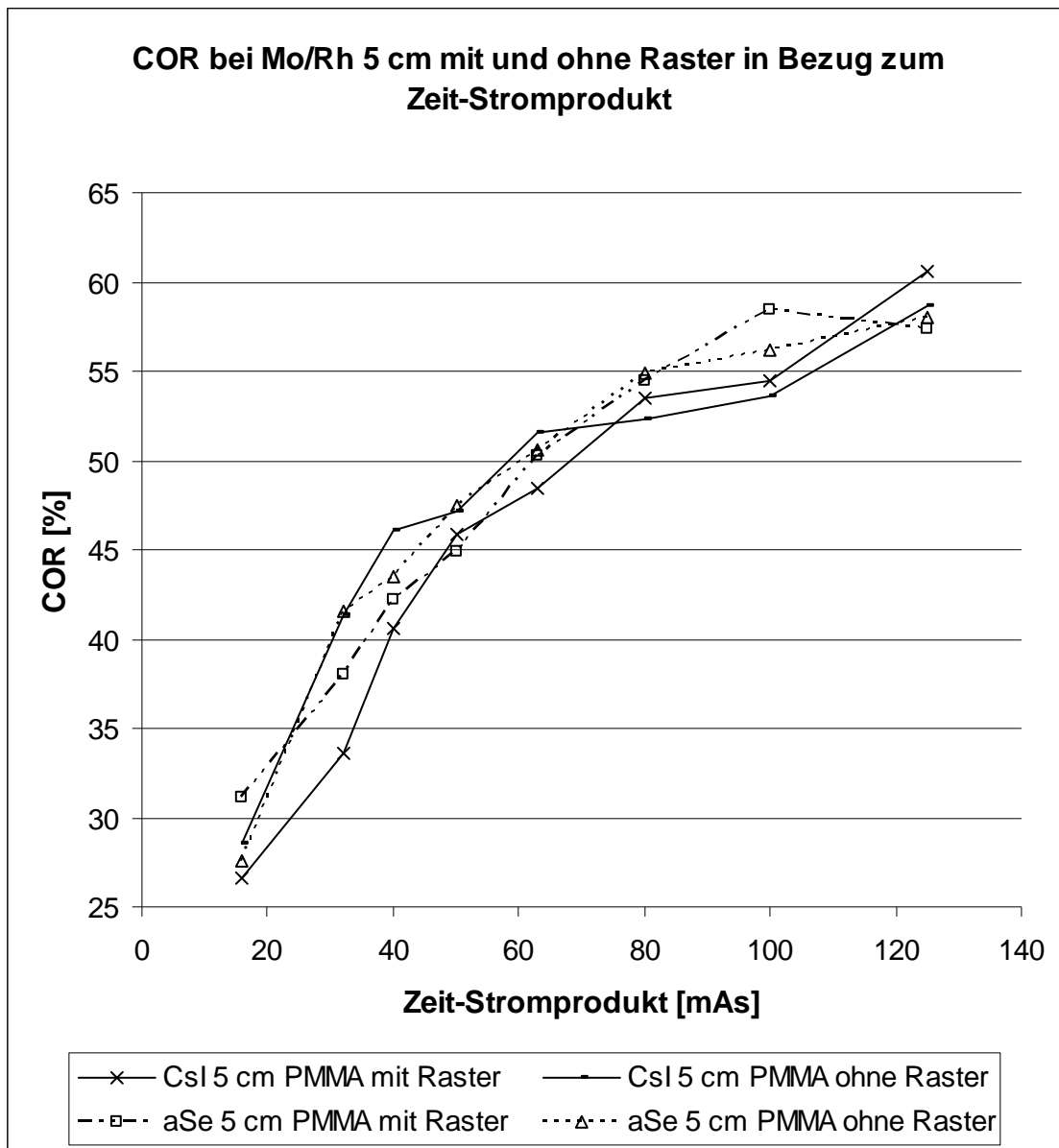
Nach Entfernung des Rasters stiegen die Werte des aSe-Systems leicht auf 58,5 bis 80,7 % und auf 58,3 bis 82,6 % für die CsI-Einheit. Die Detektionsraten in Bezug zum Zeit-Stromprodukt sind in Diagramm 8 dargestellt.

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**



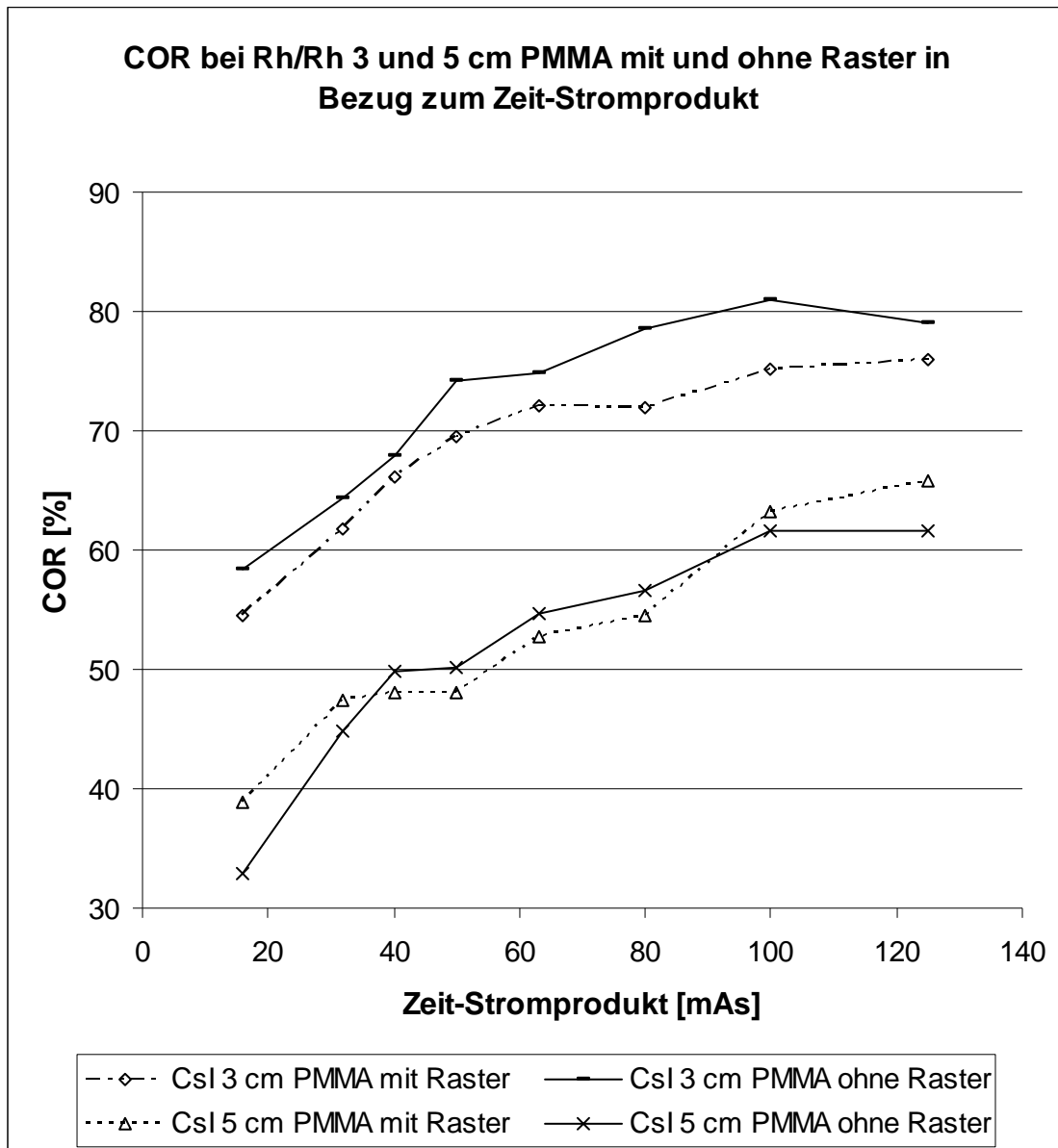
**Diagramm 9: COR-Werte der digitalen Mammographieeinheiten bei Mo/Rh, 5 cm PMMA, mit und ohne Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt**

### 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	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 (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**

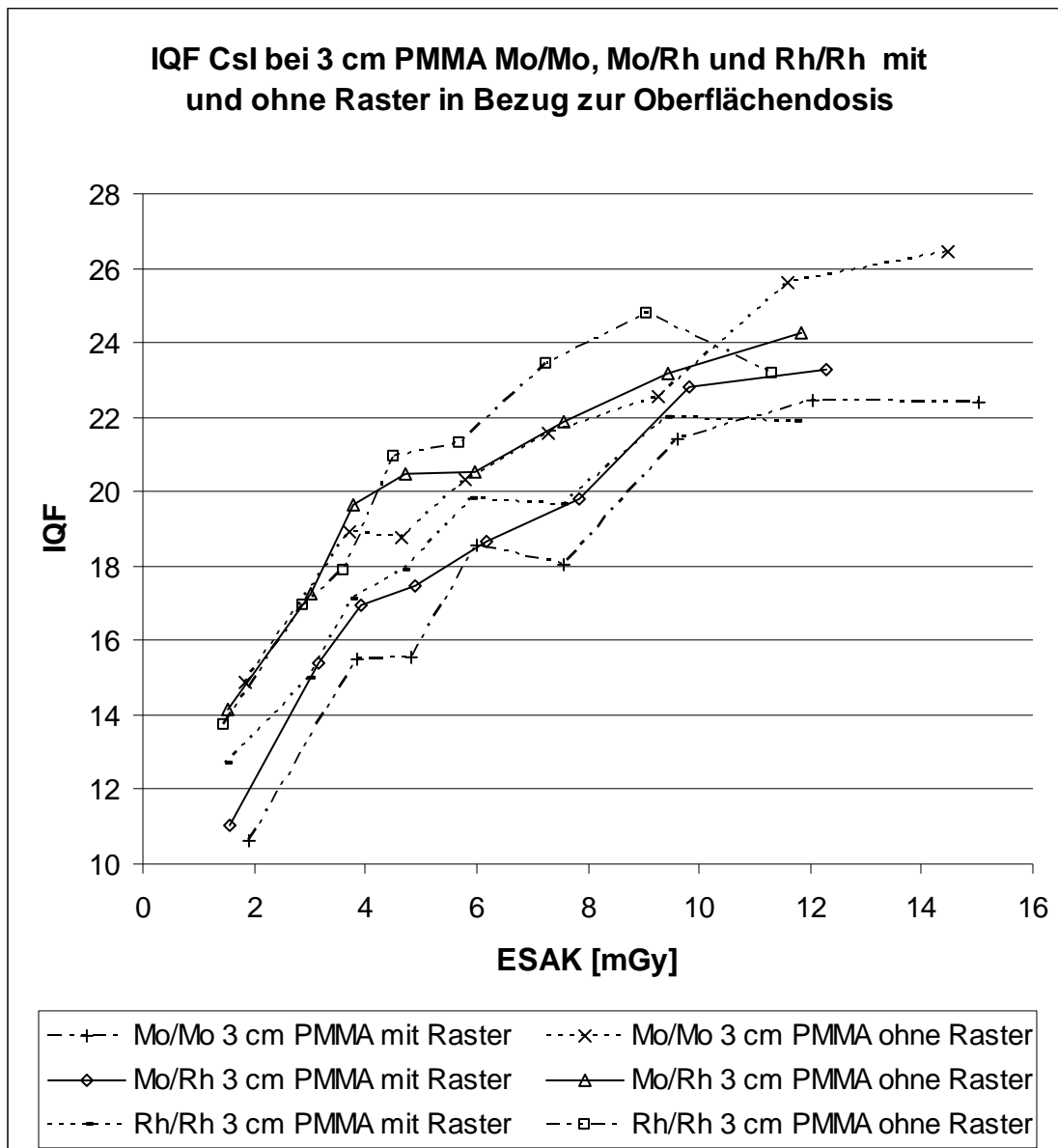
### **3.9. CsI-System IQF und COR bei Mo/Mo, Mo/Rh und Rh/Rh, 3 und 5 cm PMMA, mit und ohne Raster**

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.

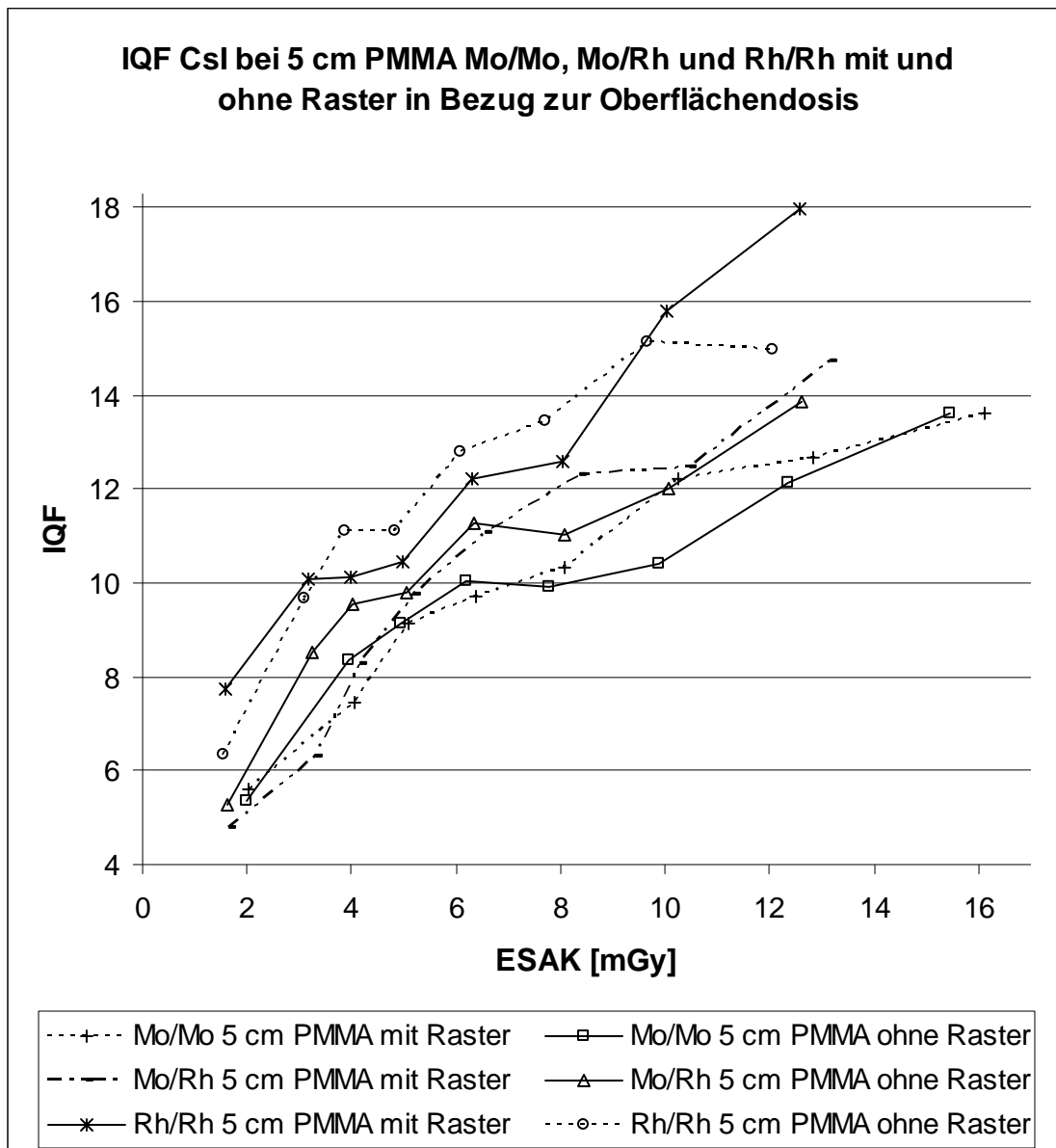
Diagramm 12 und 14). Auffallend war, dass das CsI-System in Kombination mit dem 3 cm dicken CDMAM-Phantom ohne Raster deutlich bessere COR- und IQF-Werte erzielte im Vergleich zu den Werten mit Raster, bei gleichzeitig geringfügig niedrigerer Dosis. Unter Verwendung des 5 cm dicken Phantoms hob sich 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**

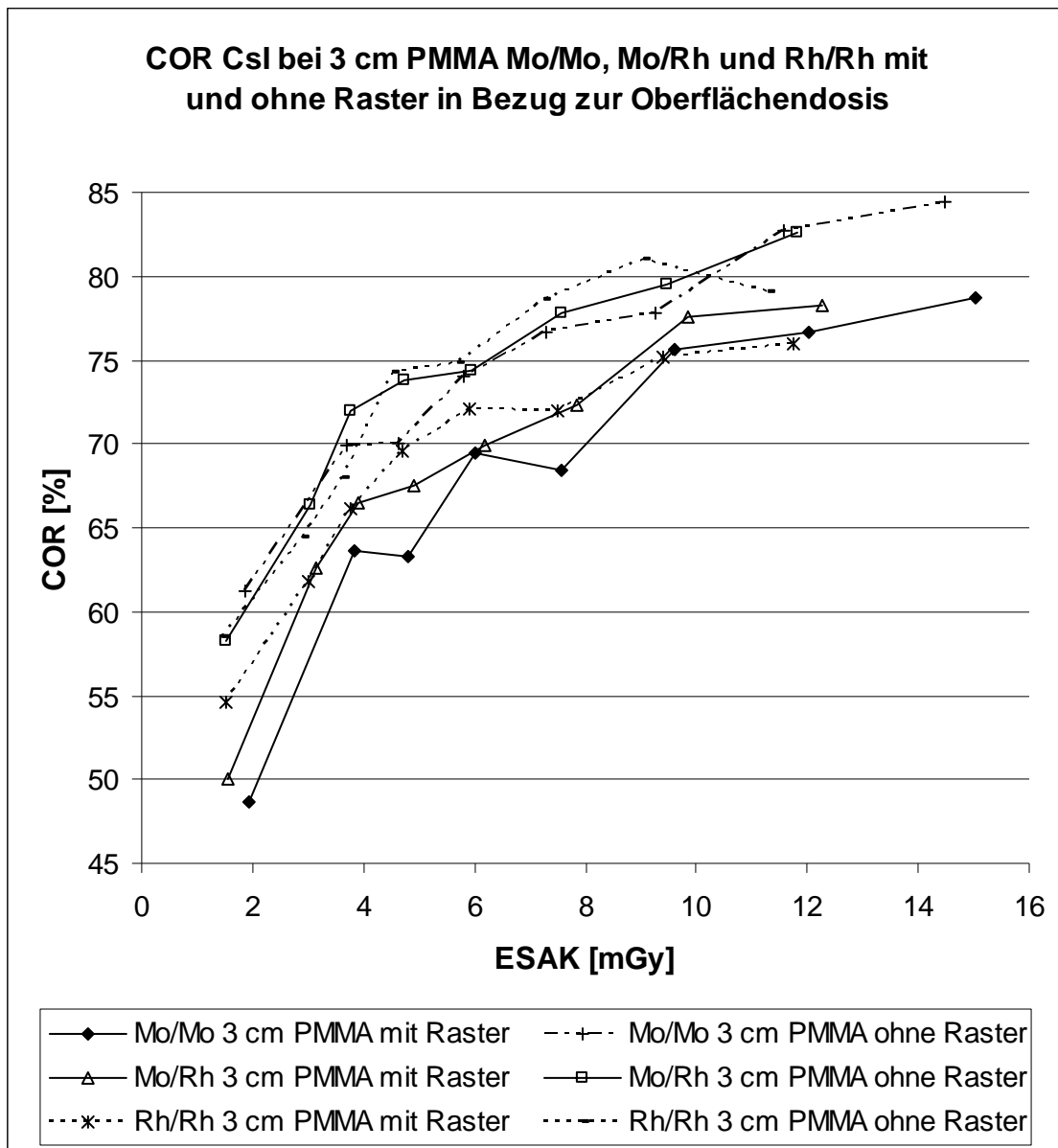


**Diagramm 12: Bildqualität-Index des Csl-Systems bei 5 cm PMMA, Mo/Mo, Mo/Rh und Rh/Rh in Kombination mit und ohne Raster in Bezug zur Oberflächendosis**

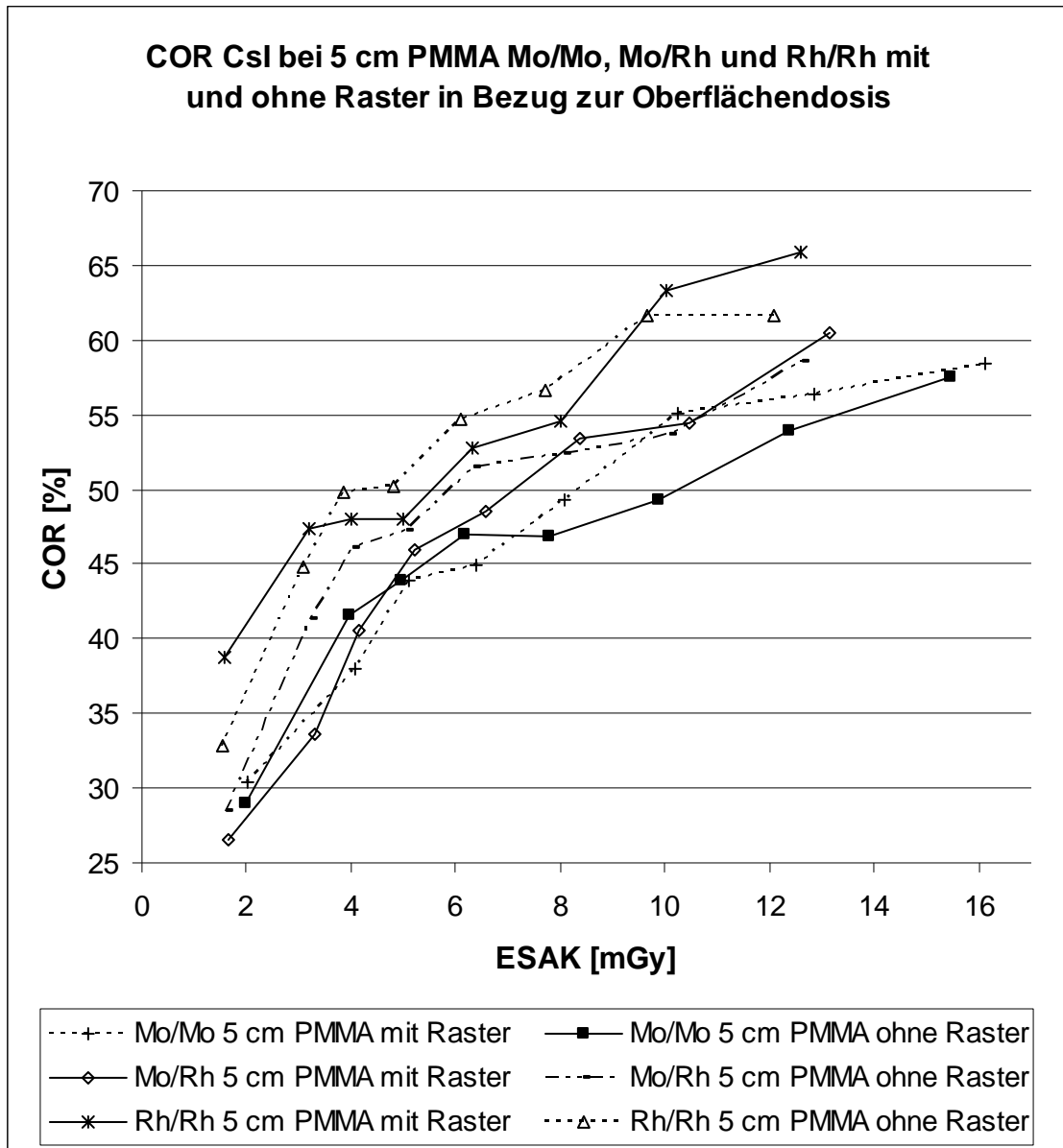
		mit Raster			ohne Raster		
Phantom	Anode- Filter- Komb.	Mittel- wert COR in %	Standard- ab- weichung	95% Kon- videnz- intervall	Mittel- wert COR in %	Standard- ab- weichung	95% Kon- videnz- intervall
3 cm PMMA	Mo/Mo	68.056	9.770	59.888 / 76.223	74.597	7.774	71.315 / 77.880
	Mo/Rh	68.096	8.966	64.310 / 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**



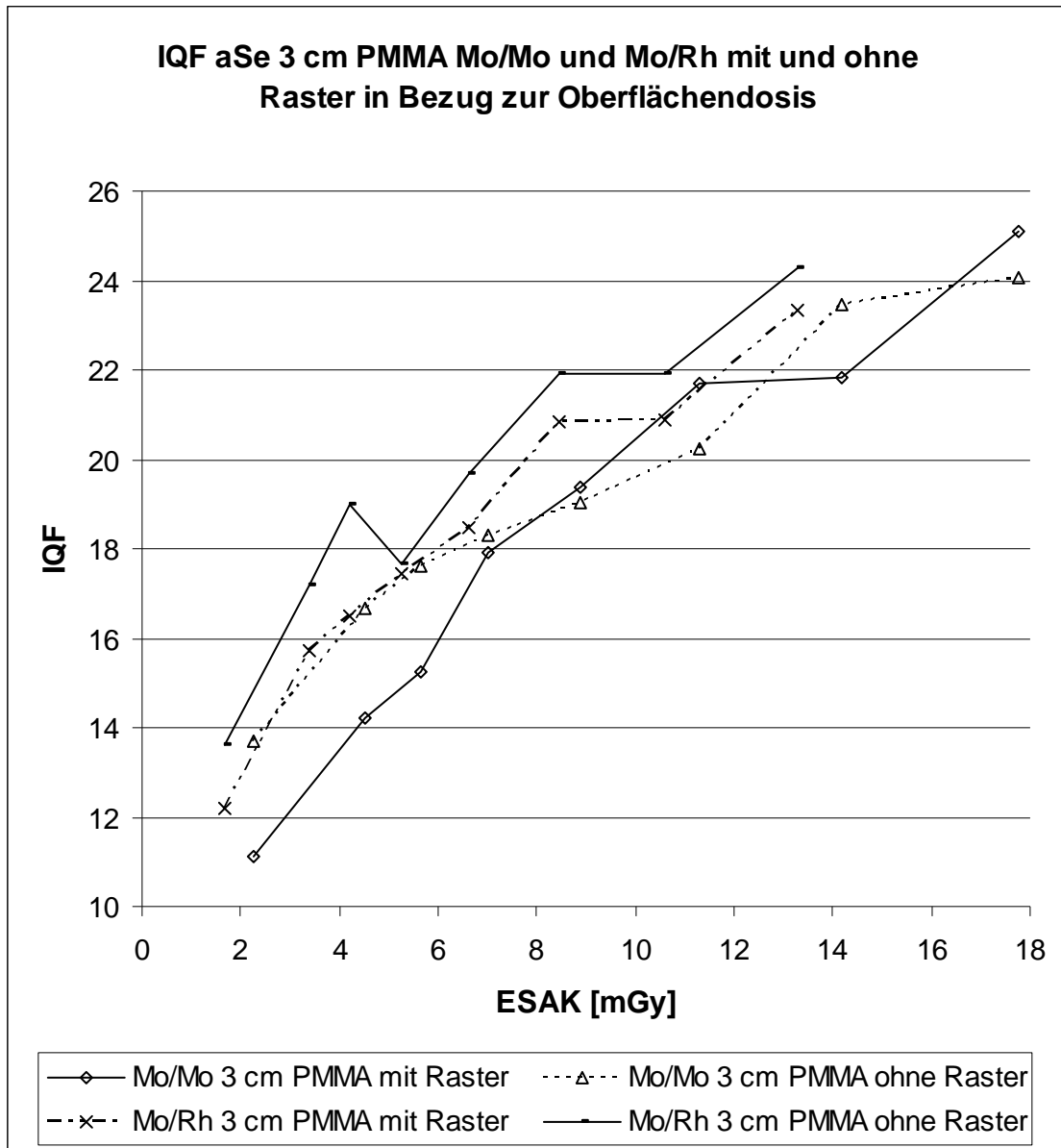
**Diagramm 14: Detektionsrate des Csl-Systems bei 5 cm PMMA, Mo/Mo, Mo/Rh und Rh/Rh in Kombination mit und ohne Raster in Bezug zur Oberflächendosis**

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

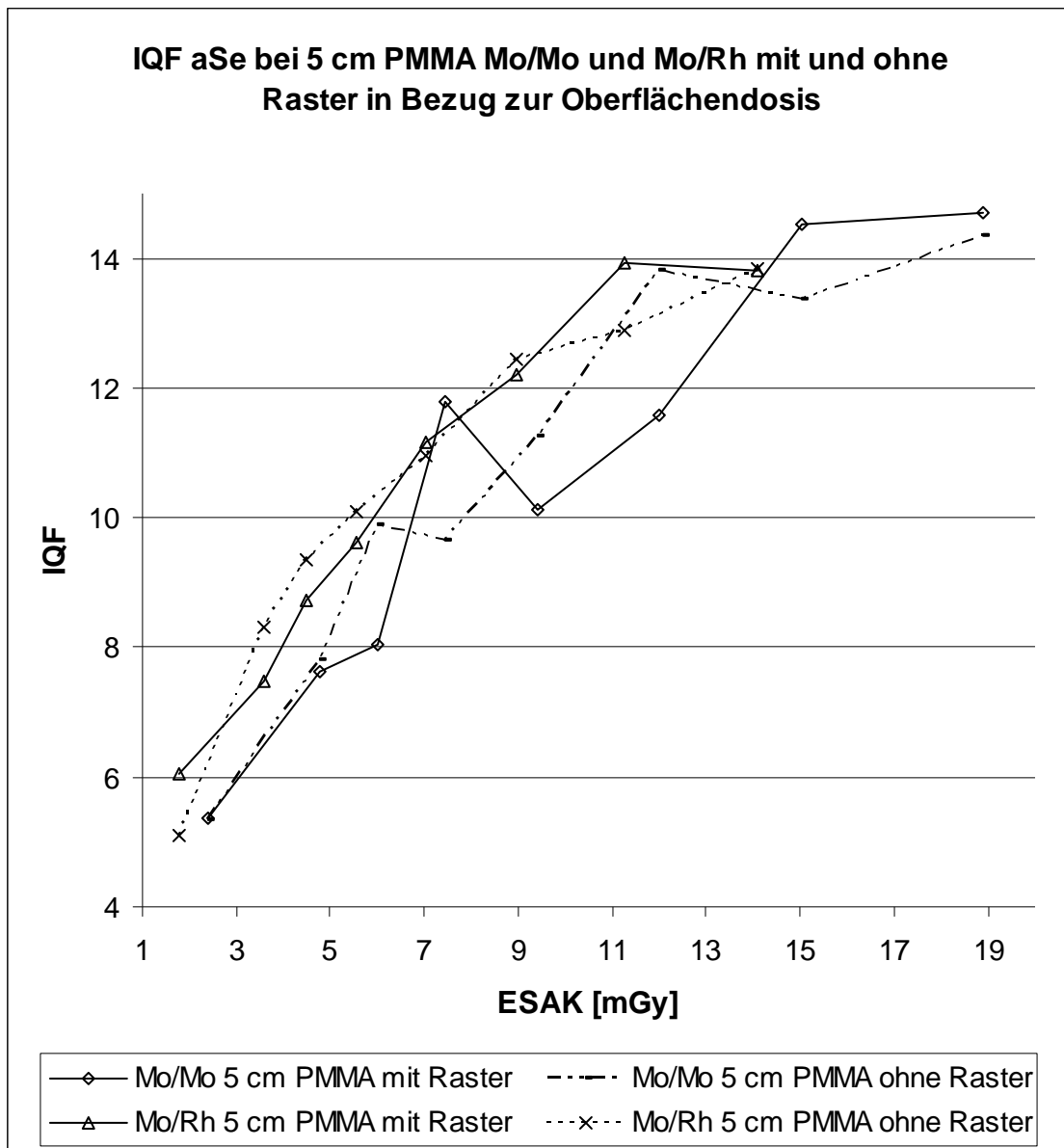
Das aSe-System hatte mit beiden Anoden-Filteranordnungen fast identische Detektionsraten und Bildqualität-Indexe (s. Tabelle 9 und 10), bei auch hier deutlich unterschiedlich benötigter Oberflächendosis. Die Diagramme 15 und 17 zeigen, dass wenn man die IQF- und COR-Werte in Bezug zur benötigten Oberflächendosis 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



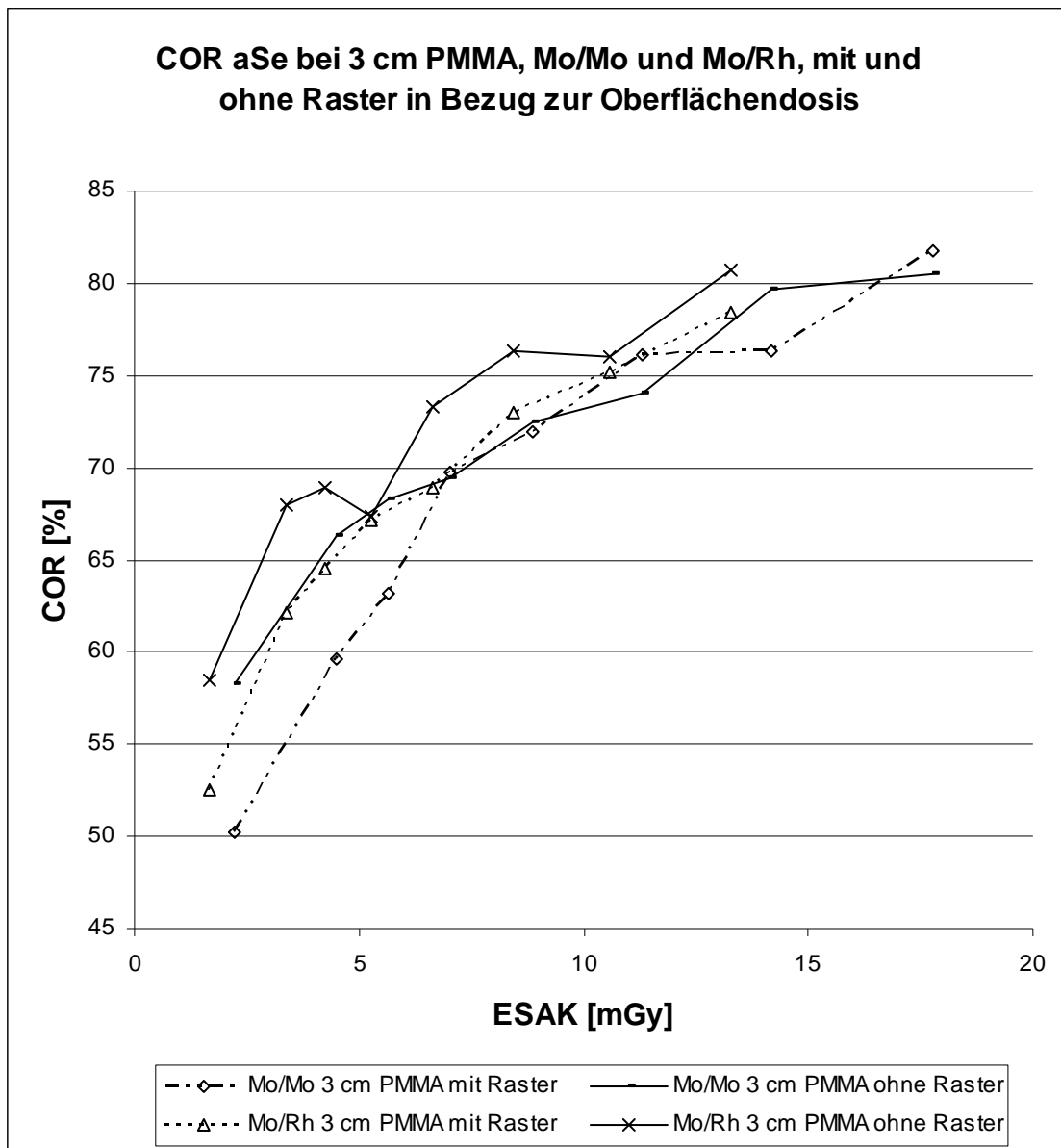
**Diagramm 15: Bildqualität-Index des aSe-Systems bei 3 cm PMMA, Mo/Mo und Mo/Rh in Kombination mit und ohne Raster in Bezug zur Oberflächendosis**



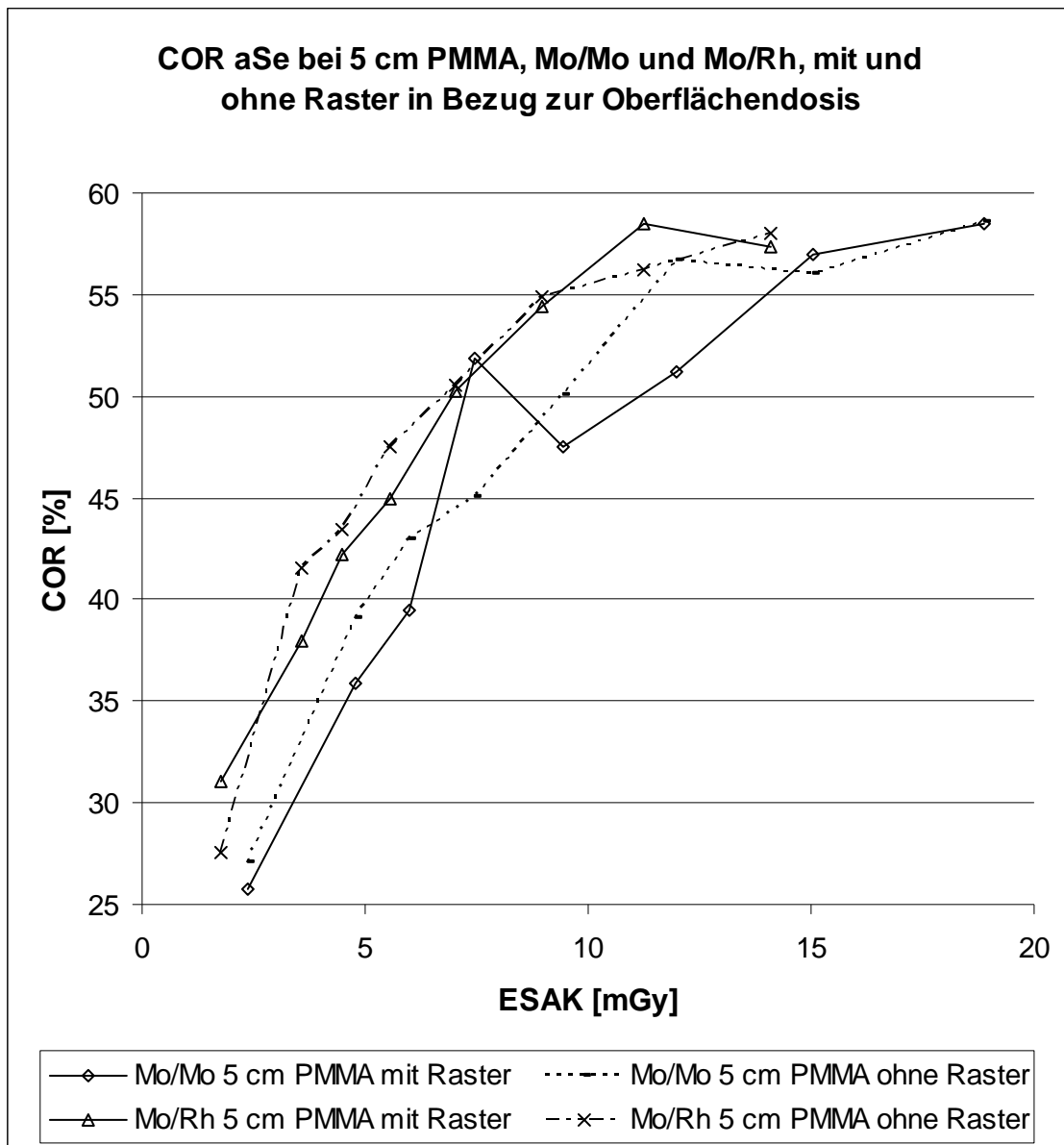
**Diagramm 16: Bildqualität-Index des aSe-Systems bei 5 cm PMMA, Mo/Mo und Mo/Rh in Kombination mit und ohne Raster in Bezug zur Oberflächendosis**

		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.

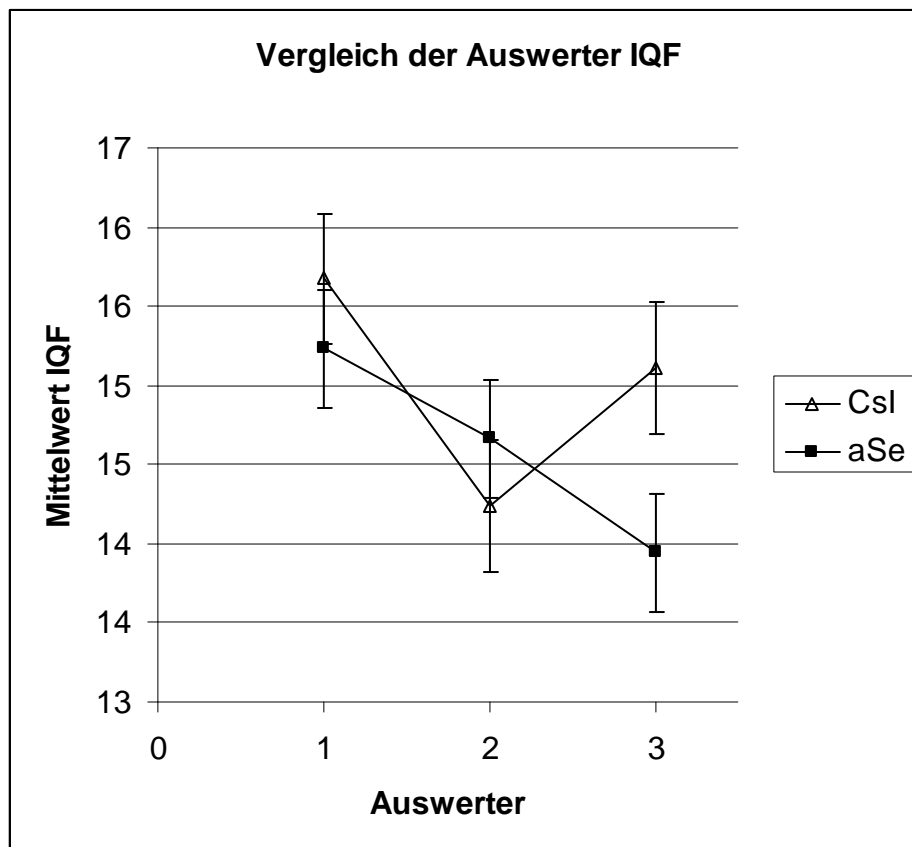


Diagramm 19: Vergleich der Geräte IQF nach Untersucher

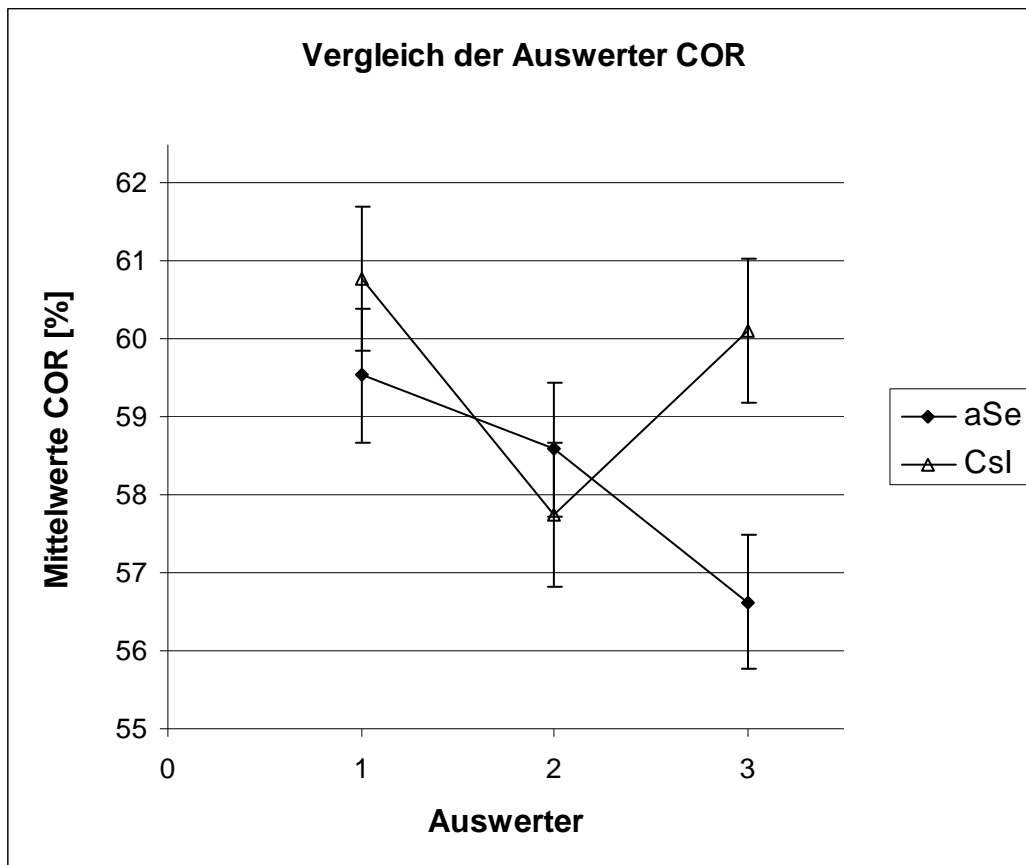


Diagramm 20: Vergleich der Geräte COR nach Untersucher

### 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

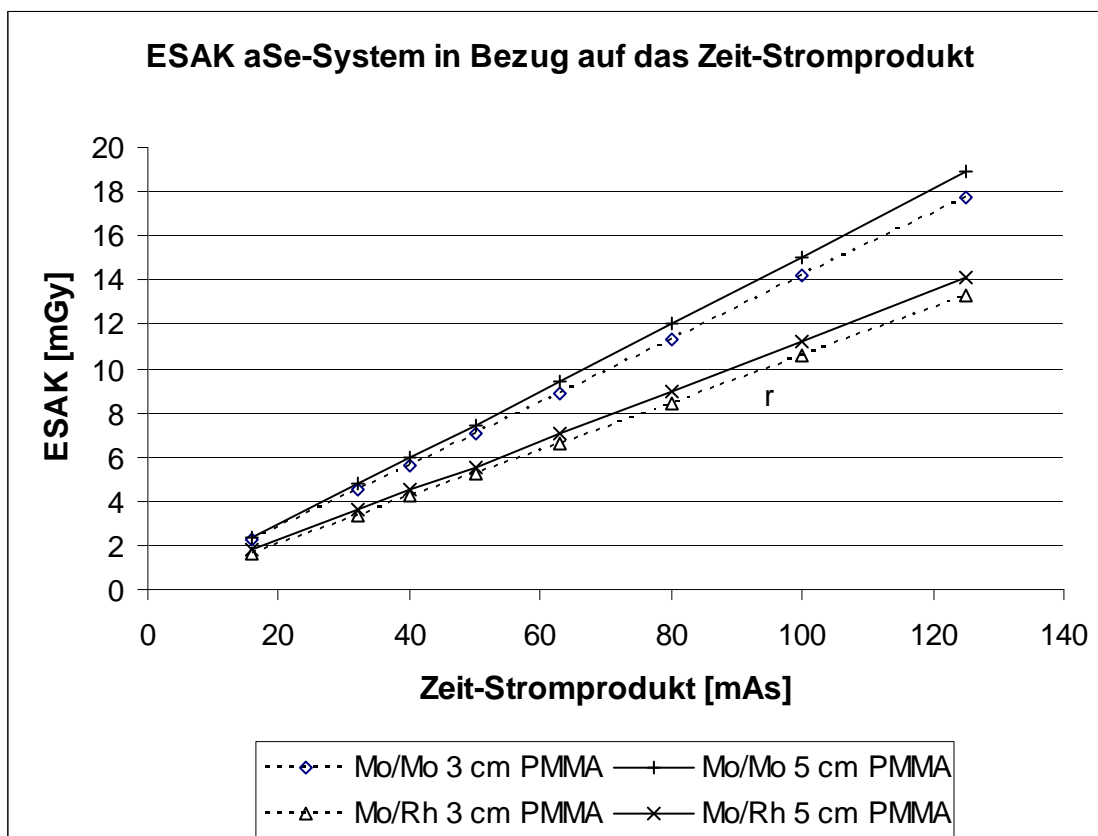


Diagramm 21: ESAK des aSe-Systems in Bezug zu mAs

### 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**

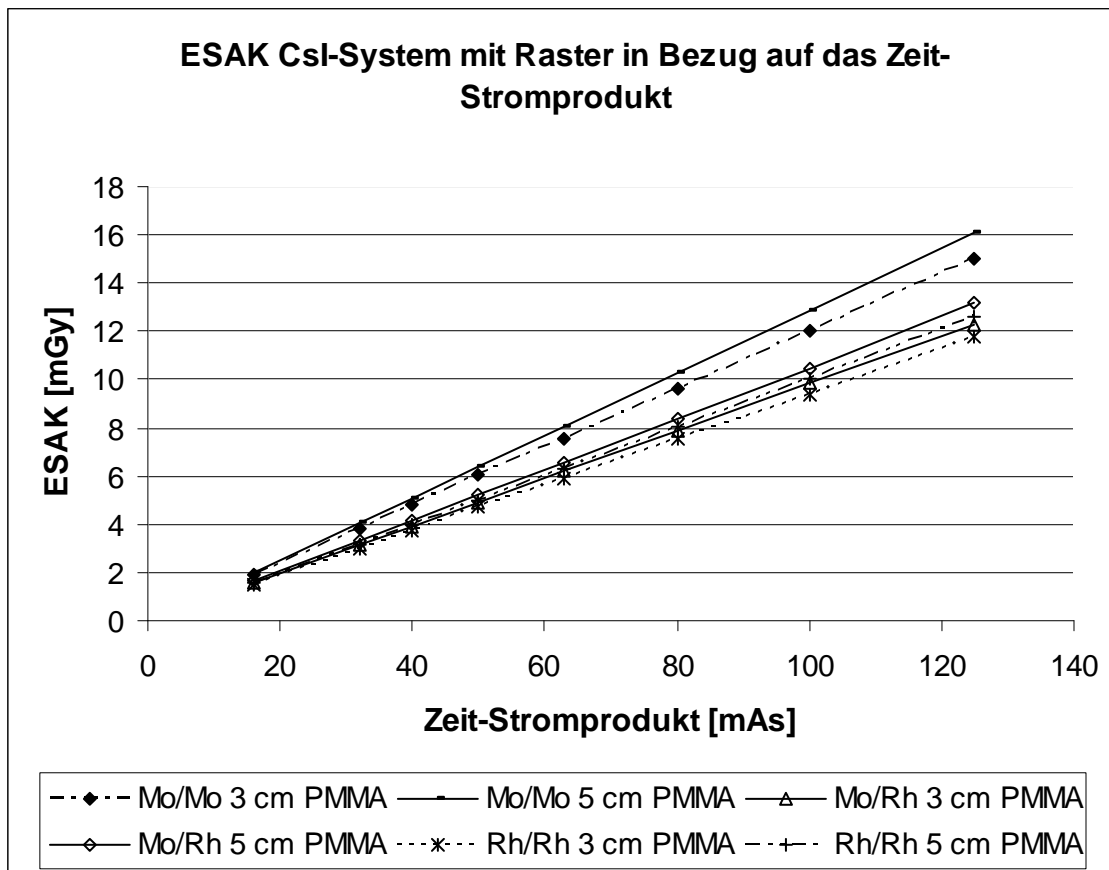


Diagramm 22: ESAK des Csl-Systems mit Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

mAs	Dosis in mGy		Dosis in mGy		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

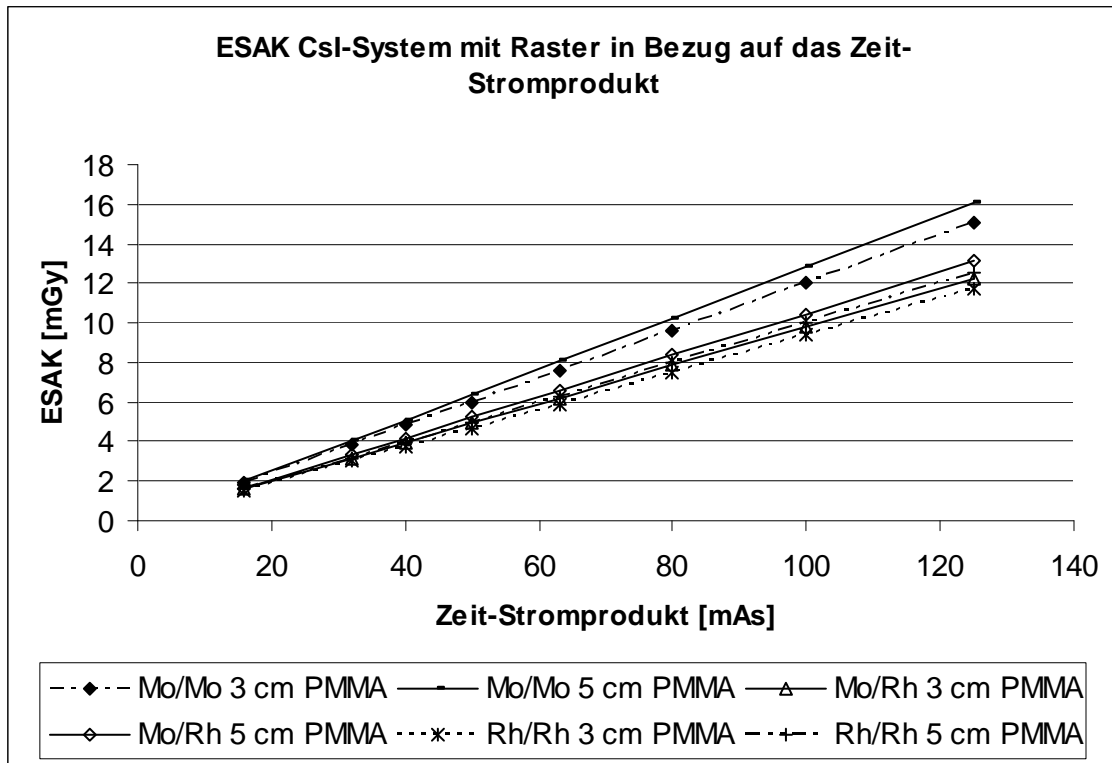


Diagramm 23: ESAK des Csl-Systems ohne Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

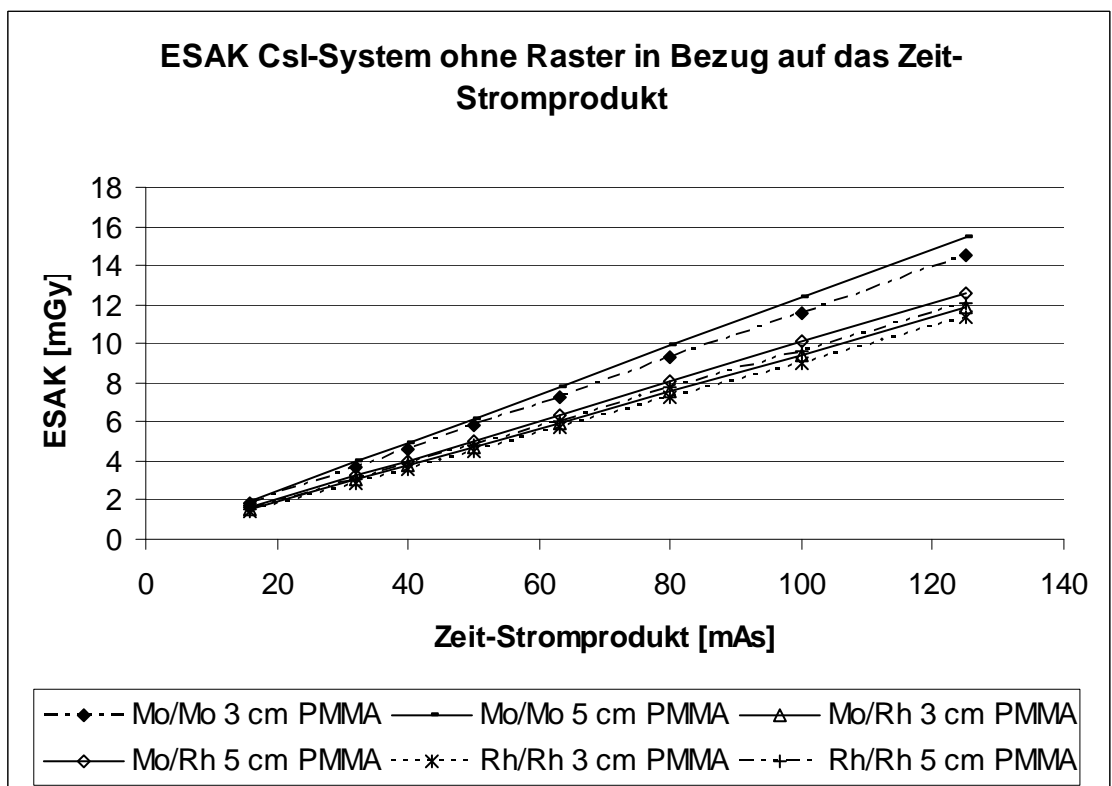


Diagramm 24: ESAK des Csl-Systems 3 und 5 cm PMMA, Mo/Mo mit und ohne Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt

### 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

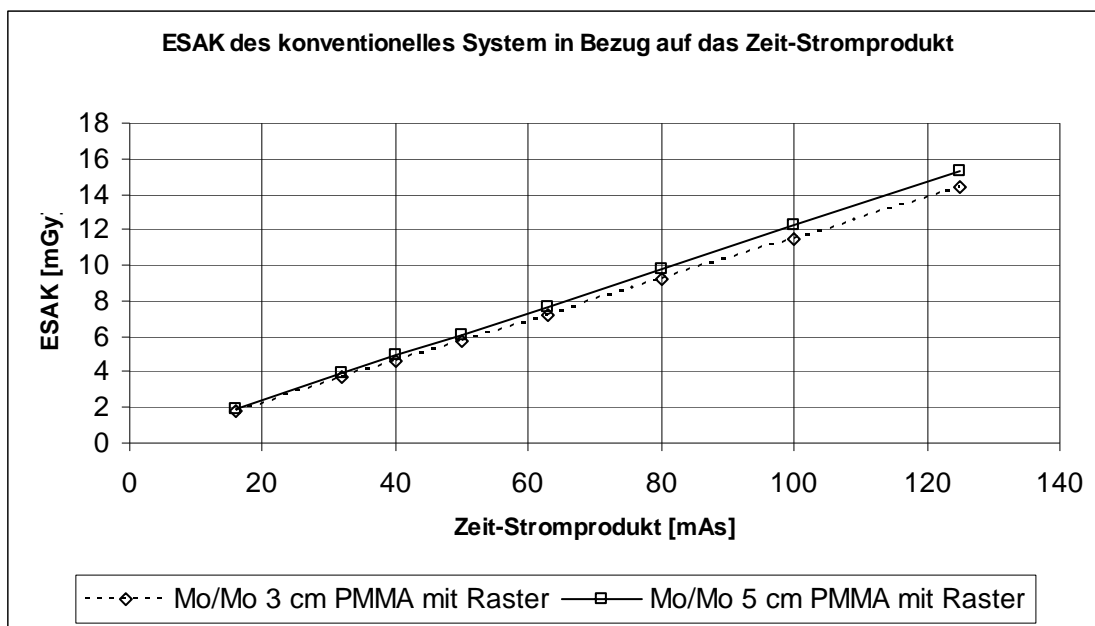


Diagramm 25: ESAK des Konventionellen Mammographiegerätes mit Raster in Bezug zum Zeit-Stromprodukt



## 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 <sup>(30)</sup>.

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  $\mu\text{m}$  <sup>(49)</sup>. In einer Phantomstudie von Rong et al. <sup>(74)</sup> konnte nachgewiesen werden, dass die digitale Mammographie Mikroverkalkungen gerade in dem Bereich von 125 - 140  $\mu\text{m}$  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 <sup>(6,45,66,78,80,88,96)</sup> 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. <sup>(26)</sup> 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. <sup>(71)</sup> 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 <sup>(52,53,84)</sup>.

## 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. <sup>(20)</sup> 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 <sup>(20)</sup>. Young et al. <sup>(98)</sup> 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 <sup>(7,18,20,38)</sup>, 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 <sup>(7,18,20,63)</sup>, 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. <sup>(87)</sup> 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 <sup>(76)</sup>. Dass weitere Bemühungen zur Dosisreduktion absolut notwendig sind zeigte eine Studie von Svahn et al. <sup>(89)</sup>, 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. <sup>(95)</sup>, 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. <sup>(36)</sup> 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 <sup>(61)</sup> und Bernhardt <sup>(5)</sup> 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 <sup>(22)</sup>. 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. <sup>(47)</sup> mit 591 Patientinnen und 1116 digitalen Mammographienaufnahmen 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. <sup>(92)</sup> 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 <sup>(20)</sup> und Toroi <sup>(93)</sup> stützen diese Resultate. Auch die klinischen Studien von Gosch <sup>(40)</sup> und Gennaro <sup>(33)</sup> 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 <sup>(34,36,45,46,65,91)</sup>.

Im Gegensatz zu diesen Arbeiten publizierten Fischmann et al. <sup>(30)</sup> 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 <sup>(10,11,29,35,65,73,91,95,96)</sup>.



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 <sup>(10,40)</sup>. Aus diesem Grund haben Grosjean und Muller <sup>(42)</sup> 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 <sup>(15,50)</sup>.

#### **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 <sup>(24)</sup>.

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 <sup>(64,70)</sup>.

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.

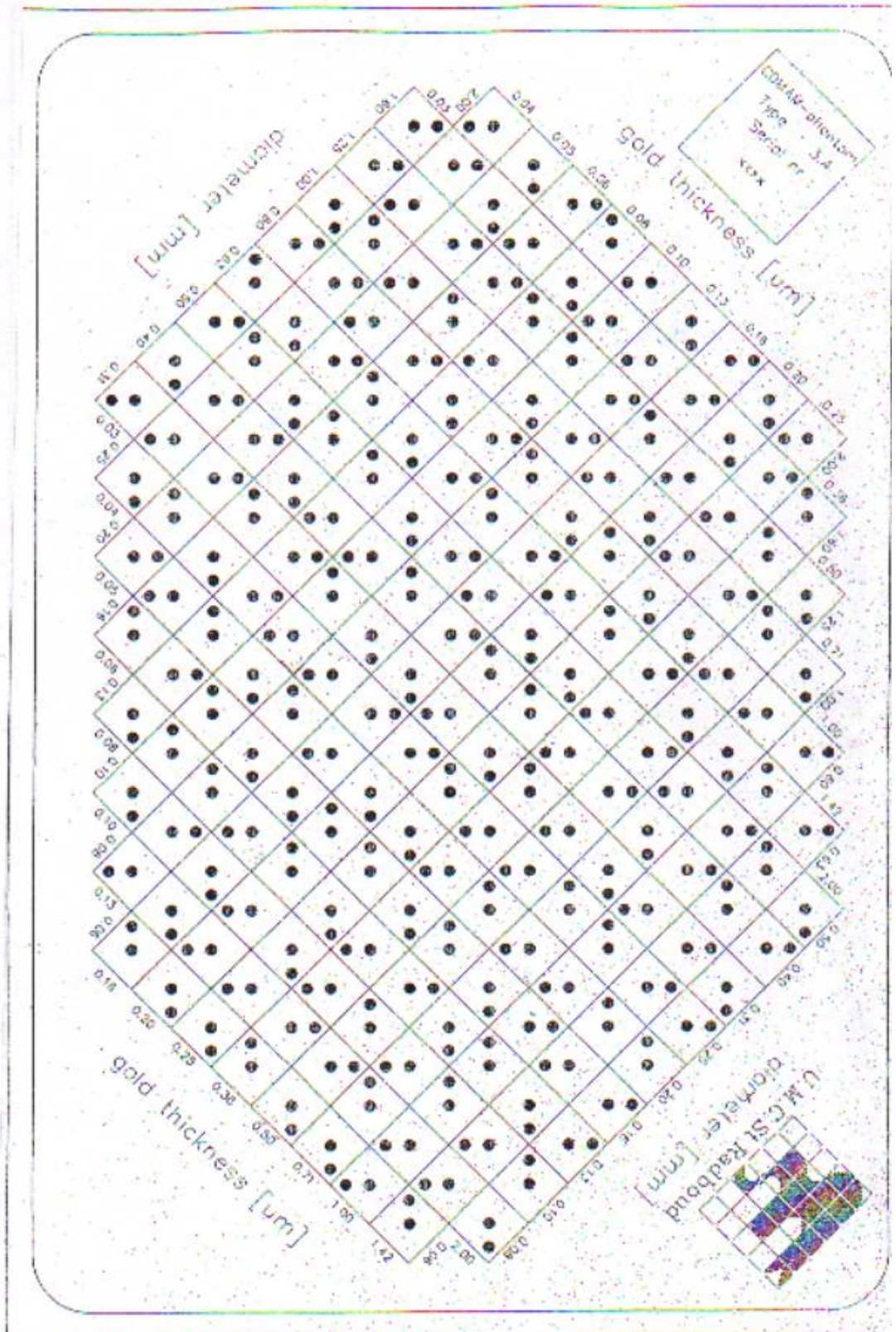
Exceptions on the two main rules are:

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  $\mu\text{m}$  / 2.00 mm and 2.00  $\mu\text{m}$  / 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

Score form CDMAM-phantom, type 3.4

CDMAM-phantom  
Type 3.4  
Serial nr. xxxx

diameter [mm]

gold thickness [um]

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

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 Grundschole in Ostfildern - Ruit  
1987 - 1989 Grundschole 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