

(Softwaremodifikation und Hardwaremodifikation) ergeben sich weitere Möglichkeiten wie die Kontrastmittelmammographie, die ebenfalls untersucht werden soll.

## 1. Aktueller Stand digitale Mammographie

### 1.1. Unterschiede zwischen konventioneller und digitaler Mammographie

Um sie zur Früherkennung einsetzen zu können, werden an die Mammographie hohe Anforderungen gestellt. Feinste Mikroverkalkungen mit einer Größe von ca. 100-180  $\mu\text{m}$ , die ein häufiges Frühzeichen für duktale in situ Karzinome sein können, müssen mit hohem Kontrast und hoher Schärfe bei geringem Rauschen abgebildet werden [12]. Technisch wird dies in der konventionellen Mammographie durch spezielle Anoden-Filterkombinationen, Streustrahlenraster und spezielle Film-Foliensysteme verwirklicht [13, 14]. Die Gradationskurve (Abhängigkeit der Filmschwärzung von der am Film einfallenden Strahlendosis) gibt dabei das Kontrastverhalten eines Mammographiefilms wieder (Abb.1).

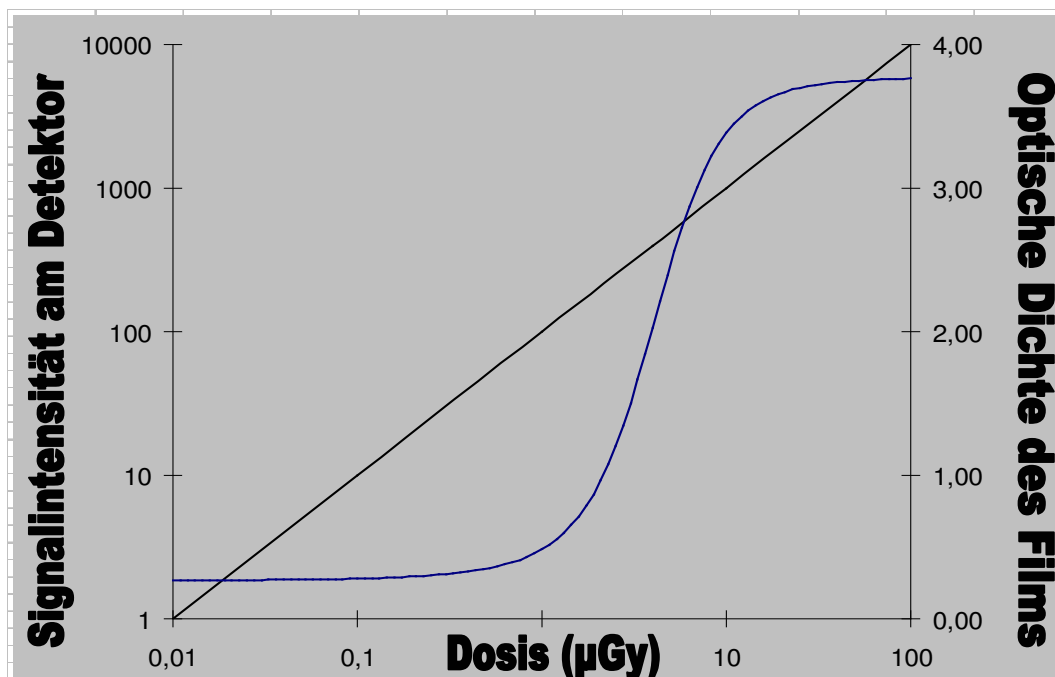


Abb. 1: Beispiel schematisierte Gradationskurve digital/konventionell

Beim Film ist der Zusammenhang zwischen Dosis und optischer Dichte  $D$  (definiert durch den dekadischen Logarithmus des Verhältnisses der einstrahlenden Lichtintensität zu der vom Film bestehenden Lichtintensität) durch einen sigmoiden Kurvenverlauf gekennzeichnet. Innerhalb des Dosisbereiches, der dem begrenzten annähernd linear verlaufenden Kurvenabschnitt entspricht, führen geringe Änderungen der am Film ankommenden Dosis zu großen Veränderungen in der optischen Dichte, d.h. zu optimalen Kontrastunterschieden. Außerhalb dieses Bereiches ist der abgebildete Kontrast deutlich geringer [12].

Auch bei der digitalen Mammographie werden spezielle Anoden/Filterkombinationen und Raster eingesetzt, um eine hohe Schärfe und einen hohen Gewebekontrast zu erreichen (siehe auch Abschnitt 5: monochromatisches Röntgen). Der Rezeptor bei dieser Technik ist dabei jedoch kein Film-Folien-System wie bei der konventionellen Mammographie, sondern ein digitaler Detektor. Vorteilhaft bei der digitalen Mammographie ist in erster Linie die Kontrastauflösung der Systeme. Der Zusammenhang zwischen Dosis und Signalintensität am Detektor ist im digitalen System linear (Abb.1). Dies führt dazu, dass über den gesamten Dosisbereich hinweg Änderungen der am Detektor ankommenden Dosis zu gleichen Änderungen der Signalintensität am Detektor, d.h. zu deutlichen Kontrastunterschieden führen.

Wie gut das menschliche Auge ein Objekt wahrnehmen kann, hängt von der Größe des Objektes und seinem Kontrast zum Hintergrund ab. Beide Faktoren, Kontrast und Ortsauflösung, können deshalb zur Beurteilung eines bildgebenden Verfahrens nicht isoliert voneinander betrachtet werden. Mit der digitalen Technik wird eine deutlich kontrastreichere Abbildung als in konventionellen Film-Folien-Systemen erreicht. Die Ortsauflösung ist demgegenüber, beschränkt durch die Größe der Rezeptoren bzw. der Bildelemente geringer als bei konventionellen Mammographiegeräten. Diese gegenläufigen Effekte müssen gegeneinander abgewogen werden, um die Qualität digitaler Aufnahmen zu beurteilen. Unsere bisherigen Studien zeigen, dass die Detektion von Mikrokalk mit digitaler Technik verbessert ist **[Originalarbeit 2]**, während zur Beurteilung ihrer Morphologie bei beiden Techniken zusätzliche Vergrößerungsaufnahmen hinzugezogen werden müssen **[Originalarbeit 1]**. Inwieweit

dies auch für neuere digitale Mammographiegeräte mit höherer Ortsauflösung als 5 LP gilt, ist zur Zeit noch Gegenstand der Forschung [15].

## 1.2. Digitale Mammographiesysteme

Prinzipiell wird bei der digitalen Mammographie zwischen direkt digitalen Systemen und Speicherfoliensystemen unterschieden. Die zur Zeit am meisten verbreitete Methode der digitalen Mammographie ist das Speicherfoliensystem, unter anderem aufgrund des niedrigeren Preises bei der Umrüstung auf digitale Mammographie. Speicherfolienmammographie kann mit herkömmlichen, konventionellen Mammographiegeräten betrieben werden. Die Speicherfolienkassetten werden dabei auf herkömmliche Art an dem System belichtet und anschließend einer speziellen Laser-Auslesehardware zugeführt. Neuere Systeme können dabei die Speicherfolien von beiden Seiten auslesen und zeigen eine hohe Ortsauflösung bei akzeptablem Dosisbedarf.

Für Aufsehen hat neben den älteren Speicherfolien die Einführung von direkt digitalen Mammographiesystemen gesorgt (Abb. 2). Diese wiederum sind grundsätzlich in Slot-Scan-Geräte und Flat-panel-Systeme zu unterscheiden.

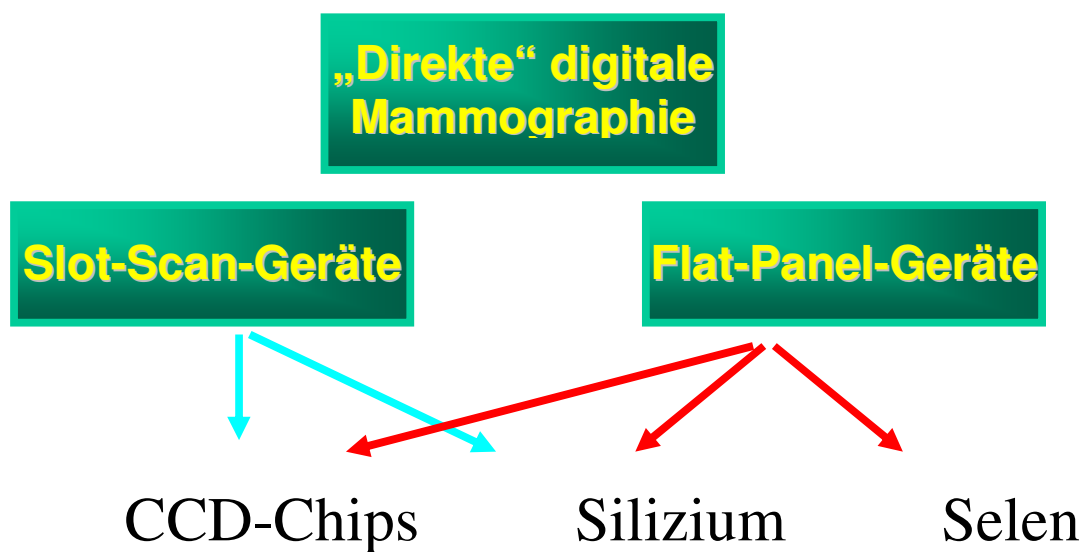


Abb. 2: Direkt digitale Mammographiesysteme: Schema aktueller Stand

Slot-Scan-Geräte existieren zur Zeit mit Detektoren auf der Basis von CCD-Chips sowie mit Detektoren auf der Basis von amorphem Silizium. Prinzipielle Gemeinsamkeit der Slot-Scan-Geräte ist ein schmaler, schlitzförmiger Detektor, der die Brust bogenförmig abscannt. Da dabei nur der jeweils gerade abgescannte Bereich belichtet werden soll, muss sich die Röntgenquelle dabei gleichsinnig mit dem Detektor bewegen. Idealerweise sind somit sowohl Röntgenquelle wie auch Detektor in aufeinander abgestimmter Art und Weise motorisiert (siehe Abb. 3). Die Geräte sind daher leicht an der gekrümmten Auflagefläche, bedingt durch den Scanwinkel, zu erkennen. Als Detektormaterialien werden bei Slot-Scan-Systemen CCD-Chips und Silizium eingesetzt. Insbesondere das System mit Silizium-Slot-Scan-Detektoren verspricht nach Herstellerangaben eine extrem hohe Ausbeute an Röntgenquanten. Die Slot-Scan-Systeme zeichnen sich im Vergleich zu den meisten Flat-Panel-Systemen durch eine höhere Ortsauflösung aus. Da die Systeme ohnehin nur schlitzförmig die Brust abtasten, wird darüberhinaus bei Slot-Scan-Systemen auf ein Streustrahlenraster verzichtet.

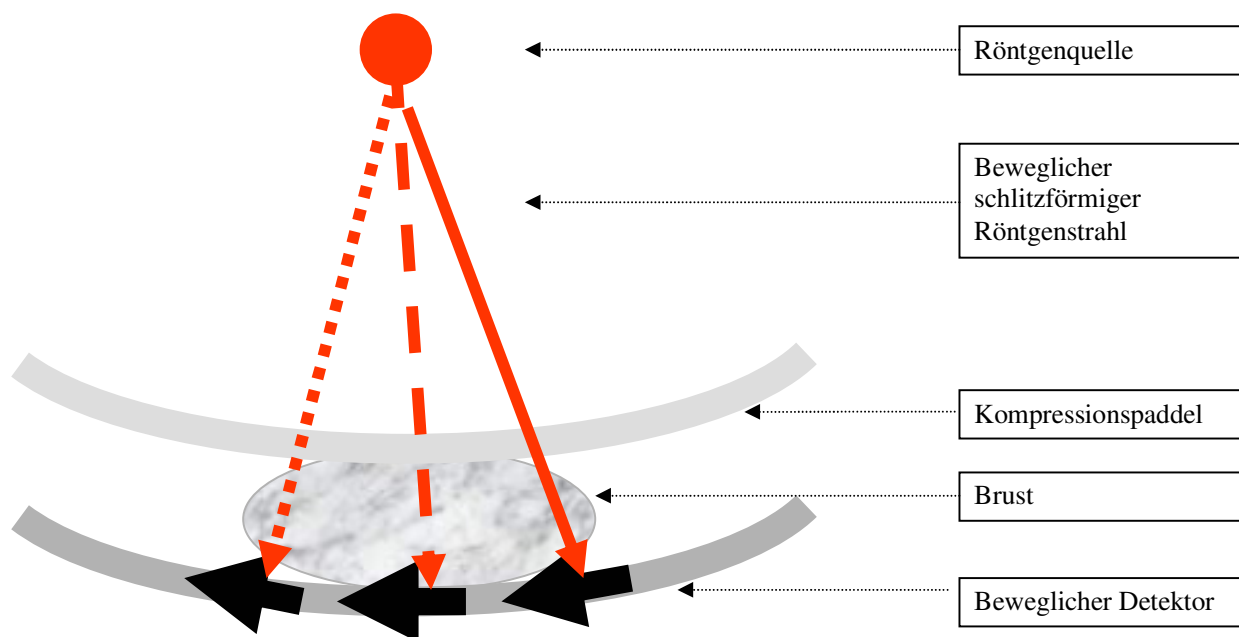


Abb.3: Schemazeichnung eines Slot-Scan- Gerätes

Den Slot-Scan-Geräten stehen die Flat-Panel-Systeme gegenüber. Diese sind sowohl auf der Basis von amorphem Silizium als auch auf der Basis von Selen und mit CCD-Chips als Detektormaterial erhältlich. Geräte mit CCD-Chips werden als Vollfeldmammographiegeräte quasi nicht mehr eingesetzt – für Stereotaxie sind CCD-Detektoren jedoch sehr verbreitet. Das am meisten verbreitete und als erstes von der amerikanischen Zulassungsbehörde FDA zugelassene System basiert auf amorphem Silizium. Dabei werden die Röntgenquanten zunächst von einem CsI-Szintillator absorbiert und in Licht konvertiert. Die nadelähnliche Struktur und parallele Anordnung der CsI-Kristalle minimiert die Streuung und bietet einen hohen Wirkungsgrad in der Ausbeute der Röntgenquanten. Eine Matrix von Photodioden, die auf eine Siliziumplatte aufgebracht sind, erfasst das Licht und wandelt es in elektrische Ladung um. Jede Photodiode stellt dabei ein Pixel (=Bildelement) dar. Die an jedem Pixel auftretende Ladung wird in digitale Daten umgewandelt und zu einem Bildprozessor weitergeleitet. Da die Größe des elektronischen Anteils der Schaltelemente konstant ist, könnte eine Verkleinerung der einzelnen Bildpunkte derzeit nur über eine Verkleinerung des sensiblen Bereichs aus amorphem Silizium erreicht werden. Dies würde jedoch zu einem geringeren Wirkungsgrad des Detektors bzw. zu höherem Rauschen führen. Aus diesen Gründen wurde zunächst eine Pixelgröße von 100  $\mu\text{m}$  realisiert, was die Ortsauflösung im vorliegenden digitalen System auf 5 Linienpaare/mm beschränkt.

Neben den Systemen auf der Basis von amorphem Silizium sind bei Flat-panel-Systemen in erster Linie die selenbasierten Systeme zu nennen, die in jüngerer Zeit von verschiedenen Herstellern auf dem Markt angeboten werden. Der Zwischenschritt über die Umwandlung von Röntgenstrahlung in Licht, wie oben für die Systeme auf der Basis von amorphem Silizium beschrieben, entfällt bei selenbasierten Systemen. In diesen Systemen wird die Röntgenstrahlung direkt in Ladungsverschiebungen in der Schicht aus amorphem Silizium umgewandelt, welche dann für die Bildgebung ausgenutzt werden können. Die zur Zeit am Markt befindlichen flat-panel-Systeme auf der Basis von Selen zeichnen sich durch eine relativ hohe Ortsauflösung im Vergleich zum flat-panel-System auf der Basis von Silizium aus (ca. 70 $\mu\text{m}$  Pixelgröße im Vergleich zu 100 $\mu\text{m}$  Pixelgröße). Als zusätzlicher Vorteil der selenbasierten Systeme ist zu nennen, dass bei diesen Systemen die röntgensensible Fläche nicht durch Schaltelemente eingeschränkt ist wie bei den Systemen auf der Basis von amorphem Silizium. Der Prozentsatz der

sensiblen Fläche in einem Pixelelement wird als „Füllfaktor“ bezeichnet. Dieser liegt entsprechend bei selenbasierten Systemen im Gegensatz zum System auf der Basis von amorphem Silizium bei ca. 100%.

### 1.3. Technische Parameter digitaler Mammographiesysteme

Die verschiedenen o.g. Mammographiesysteme unterscheiden sich in einer Vielzahl von technischen Parametern. Zur Charakterisierung von digitalen Mammographiesystemen werden zur Zeit in erster Linie die DQE (Detective Quantum Efficiency), die MTF (Modulationstransferfunktion), die Ortsauflösung und die Kontrastauflösung herangezogen. Keiner dieser Parameter kann unabhängig von den anderen Parametern betrachtet werden, darüberhinaus ist keiner dieser Parameter vollkommen unabhängig von der verwendeten Dosis (siehe Abb. 4).

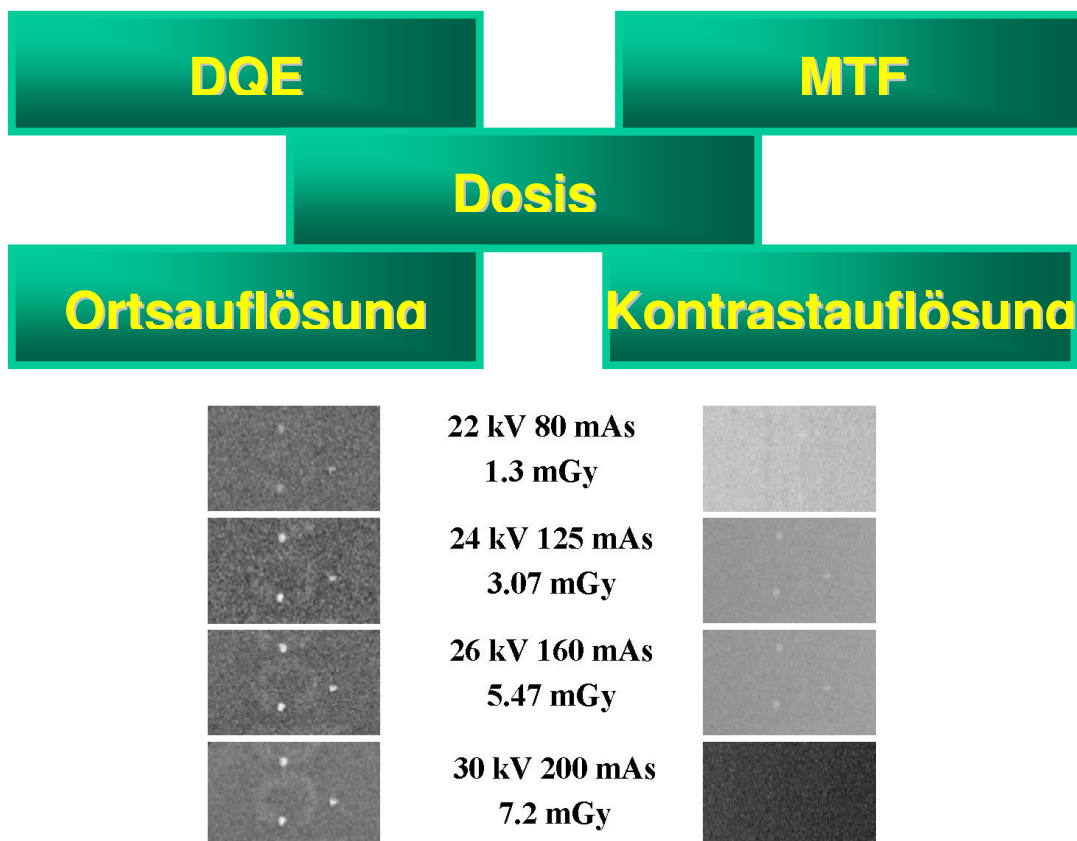


Abb. 4: Alle genannten technischen Parameter greifen ineinander (Schema oben, praktisches Beispiel anhand von simulierten Mikroverkalkungen unten)

Die DQE („Detective Quantum Efficiency“) wird oft als einer der wichtigsten Parameter eines digitalen Mammographiesystems bezeichnet. Mathematisch bzw. physikalisch ist die DQE definiert durch den Quotienten vom quadrierten Signal zu Rausch-Verhältnis am Ausgang dividiert durch das quadrierte Signal zu Rausch-Verhältnis am Eingang. Praktisch wird über diese Formel der Prozentsatz der sinnvoll ausgenutzten Röntgenquanten bzw. die Effizienz des Detektors bestimmt. Ein System mit einer niedrigen DQE nutzt also weniger Quanten sinnvoll aus als ein System mit einer hohen DQE. Entsprechend braucht man für die gleiche Bildqualität weniger Dosis bei einem System mit hoher DQE. Umgekehrt kann jedoch ein System eine niedrigere DQE „ausgleichen“, indem eine höhere Dosis appliziert wird. Prinzipiell ist bei den digitalen Systemen, insbesondere bei den direkt digitalen Systemen, von einer deutlich höheren DQE als im konventionellen Röntgen auszugehen. Dies eröffnet die Möglichkeit einer Dosisreduktion bei digitalen Systemen (siehe Absatz 1.3, **[Originalarbeit 3, Originalarbeit 4]**). Der offensichtliche Zusammenhang zwischen Dosis und DQE beeinflusst aber auch die mögliche Ortsauflösung des Systems. Die optimale, rechnerische Ortsauflösung (bei Systemen mit 100µm Pixelgröße z.B. 5 LP) kann im Praxistest nur visualisiert werden, wenn das Rauschen im Bild die Auflösung nicht einschränkt. Das Rauschen nimmt bei digitalen Systemen wiederum umso mehr zu, je niedriger die verwendete Dosis ist. Die praktische Auflösung ist also nicht nur durch die Pixelgröße des Systems limitiert, sondern auch durch die übrigen Parameter des Systems.

Neben der DQE und der Ortsauflösung sind die MTF (Modulations Transfer Funktion) und die Kontrastauflösung entscheidende Faktoren, die ein System charakterisieren. Die mathematische bzw. physikalische Definition der MTF entspricht dem Quotienten vom Kontrast des Bildes am Ausgang bei einer definierten Frequenz  $n$  dividiert durch den Kontrast des Originals bei der Frequenz  $n$ . Anschaulich kann man sich vorstellen, dass die MTF dem Signalprofil entspricht, mit dem Röntgenphotonen vom Detektor verarbeitet werden. Wenn einfallende Photonen auf eine große Fläche verteilt werden, bevor sie ausgelesen werden, hat das System eine entsprechend niedrigere MTF – wenn Photonen punktgenau nur an der Stelle verbleiben und ausgelesen werden, an der sie einfallen, eine entsprechend höhere MTF. Bis zu einem gewissen Grad bedeutet also höhere MTF einen höheren Detailkontrast sowie eine bessere Bildschärfe.

Insgesamt wird die Kontrastauflösung der digitalen Systeme als einer der größten Vorteile betrachtet. Entsprechend gehen aus diesen Gründen (hohe Kontrastauflösung bei dichtem Drüsengewebe bei relativ niedriger Dosis aufgrund von hoher DQE) die Empfehlungen heute eher in die Richtung, bei dichtem Gewebe (junge Frauen mit juvenil dichtem Drüsengewebe, fibrozystische Mastopathie, Patientinnen nach Strahlentherapie mit Fibrose, dichtes Gewebe bei Hormongabe) die digitale Mammographie anzuwenden [16].