

» Experimentelle Untersuchungen zur Bildgüte konventioneller Film-Folien-Mammographie, digitaler Mammographie mit Speicherfolien in Vergrößerungstechnik und voll digitaler Mammographie in CCD-Technik

Zusammenfassung. Ziel: Vergleich der Bildgüte zwischen konventioneller Film-Folien-Kontakt-Mammographie, digitaler Speicherfolien-Mammographie in Vergrößerungstechnik und voll digitaler Mammographie in CCD-Technik. **Material und Methoden:** Testobjekt war ein RMI-Mammaphantom, von dem Aufnahmen mit einem konventionellen und 4 digitalen bildgebenden Systemen angefertigt wurden. Zusätzlich wurden die Aufnahmen eines der digitalen Systeme kontrastbetont nachbearbeitet und in den Vergleich mit einbezogen. **Ergebnisse:** Voll digitale Mammographie in CCD-Technik erreicht deutlich bessere Ergebnisse in der Detailerkennbarkeit als Mammographien in Film-Folien-Kontakt-Technik bzw. Mammographien in digitaler Speicherfolien-Technik. **Schlussfolgerung:** Aufgrund der hier gefundenen Ergebnisse ergibt sich für voll digitale Mammographie in CCD-Technik die Möglichkeit, die konventionelle Film-Folien-Kontakt-Mammographie zu ersetzen – dies müssen weitere Untersuchungen zeigen.

Schlüsselwörter: Mammographie – Digitale Mammographie – Phantomstudie

Image quality in conventional film screen system, digital phosphor storage plate mammography in magnification technique and digital mammography in CCD-technique. Purpose: Comparison of image quality between conventional film screen system, digital phosphor storage plate mammography in magnification technique and digital mammography in CCD-technique. **Materials and Methods:** Radiograms of a RMI-mammography phantom were acquired using a conventional film screen system, two digital storage plate systems and two digital systems in CCD-technique. Additionally, the radiograms of one digital phosphor storage plate system were postprocessed emphasizing contrast and included in the comparison. **Results:** The detectability of details was the best with the digital mammography in CCD-technique in comparison with the conventional film screen technique resp. digital phosphor storage plate in magnification technique. **Conclusions:** Based on these results there is the possibility to replace the conventional film screen system by further studies – this has to be confirmed.

Key words: Mammography – Digital mammography – Phantom study

R. Schulz-Wendtland¹, U. Aichinger¹, M. Säbel², C. Böhner¹, M. Dobritz¹, W. Bautz¹

¹ Institut für Diagnostische Radiologie, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

² Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

Einleitung

Seit Februar 1998 wird im Institut für Diagnostische Radiologie, Gynäkologische Radiologie, der Universität Erlangen-Nürnberg die digitale Lumineszenzradiographie mit Speicherfolien in Vergrößerungstechnik (Fa. Fuji) als Routinemethode für die Mammographie eingesetzt (n = 11 217) [4,12,13].

Experimentelle Untersuchungen zur Detektion und Diagnosestellung bei Mikrokalzifikationen und Herdbefunden haben eine Gleichwertigkeit hinsichtlich der Genauigkeit der Diagnosestellung von konventioneller Film-Folien-Mammographie und digitaler Speicherfolienmammographie in Vergrößerungstechnik ergeben [1].

Seit einem Jahr ist ein voll digitaler small field CCD-Detektor (Fa. Siemens) auf dem Markt, welcher bei der Abbildung eines konventionellen Bleistrichrasters eine Grenzauflösung von 10 Lp/mm (Pixelgröße 48 µm) bzw. 20 Lp/mm (Pixelgröße 24 µm) erreicht [14].

Um einen ersten Eindruck von der zu erwartenden Bildqualität zu erhalten, wurde eine Untersuchung mit einem Bildgütestestverfahren durchgeführt, das sich in ähnlicher Ausführung seit vielen Jahren bei der Qualitätssicherung in den USA bewährt hat [6].

Material und Methoden

Aufnahmeobjekt war ein Wisconsin Mammographic Random Phantom (RMI-Phantom), Modell 152A, der Firma Radiation Measurements Inc. Wisconsin USA [6].

Das Phantom ist aus 16 gegeneinander austauschbaren Wachsquadern aufgebaut, die nebeneinander in jeweils 4 Spalten und 4 Reihen in einem Plexiglasblock eingepasst sind. 5 Quader enthalten Aluminiumoxidkörnern mit Durchmessern zwischen 200 und 740 µm, 6 Quader Nylonfäden mit einem Querschnitt zwischen 0,4 und 1,6 mm, 4 Quader unscharf begrenzte „Rundherde“ mit Schichtdicken zwischen 5 und 14 mm, 1 Quader ist „leer“. Die Schichtdicke des Phantoms beträgt 45 mm und entspricht damit der Schichtdicke des Standardphantoms im „European Protocol on Dosimetry in Mammography“ [15].

Tab. 1 Technische Spezifikationen der 6 verschiedenen Untersuchungsmodalitäten.

| Technik | Gerät | Hersteller | Anode | Filter | kV | Raster | Vergrößerung |
|-------------------------|----------------|------------|-------|---------|----|--------|--------------|
| Film-Folien-Technik | Mammomat 3 000 | Siemens AG | Mo | 30 µmMo | 28 | ja | nein |
| Speicherfolientechnik 1 | Mammomat 3 | Siemens AG | Mo | 25 µmRh | 35 | nein | 1,8 |
| Speicherfolientechnik 2 | DIMA Plus M 11 | Feinfocus | W | 25 µmRh | 35 | nein | 1,7 |
| Speicherfolientechnik 3 | DIMA Plus M 11 | Feinfocus | W | 25 µmRh | 35 | nein | 1,7 |
| Opdima 1 | Mammomat 3 000 | Siemens AG | Mo | 30 µmMo | 28 | ja | nein |
| Opdima 2 | Mammomat 3 000 | Siemens AG | Mo | 30 µmMo | 28 | ja | nein |

Die begleitenden Dosismessungen wurden mit diesem Standardphantom und der in der Literatur [7,15] näher beschriebenen Methodik durchgeführt. Die Strahlenexpositionen wurden dabei als Dosisgröße die Luftkerma auf der Strahleneintrittsseite des Phantoms gemessen (siehe auch Tab. 2).

Nach zuvor durchgeführten orientierenden Dosismessungen wurden 6 verschiedene Untersuchungsmodalitäten verglichen (siehe auch Tab. 1):

1. Film-Folien-Technik (FF): Die Rasteraufnahmen wurden an einem Mammomat 3000 (Siemens AG) mit der Molybdän-anode unter Verwendung eines 30 µm Molybdän-Zusatzfilters bei einer Röhrenspannung von 28 kV angefertigt (Auflösung 12 Lp/mm). Belichtet wurde die Film-Folien-Kombination UM Mammo Fine (Folie) UM-MA (Film) der Firma Fuji. Die Entwicklung der Filme erfolgte im Tageslichtentwicklungssystem MF FPM 2100 (Fuji).
2. Speicherfolientechnik 1 (SF 1): Die Aufnahmen wurden am Mammomat 3 (Siemens AG) mit der Molybdän-Anode unter Verwendung eines 25 µm Rhodium-Filter, ohne Raster und mit einem Vergrößerungsfaktor von 1,8 bei einer Röhrenspannung von 35 kV belichtet (Auflösung 8 Lp/mm). Speicherfolie war der Typ IPHRV (Fuji). Die belichteten Speicherfolien wurden im Image Reader FRC AC 3 M (Fuji) ausgelesen, an den Laserprinter FL-IM (Fuji) geschickt und auf dem Film CR 780-H (FUJI) als Hardcopies ausgedruckt.
3. Speicherfolientechnik 2 (SF 2): Angefertigt wurden die Aufnahmen an der Röntgeneinrichtung DIMA Plus M 11 (Feinfocus) mit der Wolfram-Anode, einem 25 µm Rhodium-Filter und mit einem Vergrößerungsfaktor von 1,7 ohne Raster bei einer Röhrenspannung von 35 kV (Auflösung 8 Lp/mm). Die Bildverarbeitung war der unter Speicherfolientechnik 1 beschriebenen identisch.
4. Speicherfolientechnik 3 (SF 3): Hier wurden die mit Speicherfolientechnik 2 erstellten digitalen Bilder der Workstation HI-C 654 (Fuji) kontrastbetont nachbearbeitet (Auflösung 8 Lp/mm). Die Erstellung der Hardcopies erfolgte wie oben beschrieben.
5. Voll digitale Technik 1 (CCD 1): Angefertigt wurden die Aufnahmen mit einem Mammomat 3000 (Siemens AG) mit

einer Molybdän-Anode unter Verwendung eines 30 mm Molybdän-Zusatzfilters, einer Röhrenspannung von 28 kV in Kombination mit einem voll digitalen CCD-Detektor (Pixelgröße 48 µm) (Auflösung 10 Lp/mm). Die Filmverarbeitung sowie die Erstellung der Hardcopies erfolgten am Dry View TM 8600 Laser Imaging System for digital Mammography (Kodak) mit einer Auflösung von 12,9 Lp/mm.

6. Voll digitale Technik 2 (CCD 2): Gleiche Untersuchungsmodalitäten wie bei voll digitaler Technik 1 (CCD 1), jedoch mit einem voll digitalen CCD-Detektor und einer Auflösung von 24 µm Pixelgröße (20 Lp/mm). Die Bildverarbeitung sowie Erstellung der Hardcopies erfolgten in gleicher Weise wie bei voll digitaler Technik 1 (CCD 1).

Um Lerneffekte (sogenannte „Reading Order Effects“) bei den Untersuchern zu vermeiden, wurden pro Untersuchungsmodalität je drei verschiedene Phantomkonfigurationen aufgenommen. Alle Bilder wiesen eine optische Nettodichte von etwa 1,3 auf. Die 18 Aufnahmen wurden durch Nummern kodiert und in willkürlicher Reihenfolge 5 Untersuchern zur Auswertung vorgelegt. Die Untersucherguppe bestand aus 4 Radiologen mit langjähriger Mammographieerfahrung und einem mit der Auswertung von Phantomaufnahmen vertrauten Medizophysiker. Die Analyse der Bilder erfolgte unter standardisierten Bedingungen für alle Untersucher an demselben Lichtkasten. Die Zuhilfenahme einer Lupe war erlaubt. Die Betrachtungszeit pro Aufnahme war auf 5 Minuten begrenzt. Die von den Untersuchern gemachten Beobachtungen wurden für jede Aufnahme gesondert protokolliert, wobei die einzelnen Befunde für jeden der 16 Quader mit „K“ für Körnchen, „R“ für Rundherd, „F“ für Fäden und „L“ für leer abgekürzt wurden. Die Ergebnisse der Untersucher wurden mit der tatsächlichen Anordnung der Details verglichen, wobei der Test zur Erkennung nur richtig positiver Ergebnisse konzipiert war, d.h. die Sensitivität der 6 Systeme ermittelt wurde. Dementsprechend waren für jede Untersuchungsmodalität maximal 18 Fäden, 15 Körnchen und 12 Rundherde erkennbar, also maximal 45 richtig positive Ergebnisse möglich.

Ergebnisse

In Tab. 3 sind die Ergebnisse der Auswertung dargestellt, aufgeschlüsselt nach Untersuchungsmodalität, Detailtyp und Untersucher. Außerdem wurden entsprechende Summen gebildet. Diese Summen (S) und die Mittelwerte (MW) über alle Details und Untersucher (FF: S191/MW 38,2, SF1: S190/MW 38,0, SF2: S182/MW 36,4, SF 3: S188/MW 37,6, CCD1: S214/MW 42,8, CCD2: S213/MW 42,6) zeigen, dass sich die 2 Untersuchungsmodalitäten (CCD1 und CCD2) deutlich in der Detailerkennbarkeit von den vier anderen Untersuchungsmodalitäten (FF, SF1, SF2, SF3) unterscheiden. Am schlechtesten

Tab. 2 Luftkerma auf der Strahleneintrittsseite des Standardphantoms nach [15] für die 6 verschiedenen Untersuchungsmodalitäten.

| Untersuchungsmodalität | Luftkerma in mGy |
|--------------------------------|------------------|
| Film-Folien-Technik (FF) | 9,64 |
| Speicherfolientechnik 1 (SF 1) | 9,54 |
| Speicherfolientechnik 2 (SF 2) | 6,22 |
| Speicherfolientechnik 3 (SF 3) | 6,22 |
| CCD 1 (48 µm Pixel) | 10,50 |
| CCD 2 (24 µm Pixel) | 13,40 |

schneidet SF2 ab, die Modalität mit der geringsten Dosis (siehe auch Tab. 2). Die Nachbearbeitung (SF3) führte bei diesen Bildern dann zu nahezu identischen Ergebnissen wie FFS und SF2.

Diskussion

In der konventionellen Film-Folien-Mammographie wird die Qualität des Abbildungssystems anhand des Auflösungsvermögens, angegeben als Erkennbarkeitsgrenze der Ortsfrequenz in Linienpaaren pro mm (Lp/mm), ermittelt. Die derzeit zugelassenen oder teilzugelassenen Systeme der digitalen Vollfeldmammographie sind limitiert durch die geringere Ortsauflösung [3,9]. So erreicht die digitale Mammographie bei Röntgenaufnahmen eines Bleistrichrasters mit Speicherfolien in Kontakttechnik eine Ortsauflösung von 5 Lp/mm, in Vergrößerungstechnik 8 Lp/mm, andere Systeme (z. B. Senograph 2000 D, Fa. GE) 5 Lp/mm. Gegenstand der derzeitigen Diskussion ist der Einsatz voll digitaler Mammographie-Systeme mit einer geringeren Auflösung (5 Lp/mm entsprechend 100 µm Pixel) als gemäß der Abnahmeprüfung nach § 16 der Röntgenverordnung gefordert [10]. Mehrere Untersuchungsgruppen [4,5,8] konnten zeigen, dass die Detailerkennbarkeit in Phantomuntersuchungen trotz geringerer Ortsauflösung gleichwertig ist, und auch in den bisher publizierten klinischen Studien stellte diese für die diagnostische Aussagekraft kein Problem dar [1,2,11].

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen jedoch, dass in der voll digitalen Mammographie mit CCD-Detektoren (CCD 1 und CCD 2) und einer Ortsauflösung von 10 Lp/mm bzw. 20 Lp/mm eine signifikant ($p < 0,001$, Chi²-Test) bessere Detailerkennbarkeit zu erzielen ist als in der digitalen Mammographie mit Speicherfolien in Vergrößerungstechnik (Faktor 1,8 bzw. 1,7) sowie der konventionellen Film-Folien-Mammographie in

Kontakt-Technik (siehe auch Tab. 1 und 3). Diese bessere Detailerkennbarkeit ist sicherlich zum einen auf die hohe Ortsauflösung der CCD-Systeme zurückzuführen. Die Überlegenheit gegenüber dem Film-Folien-System mit ähnlich hoher Auflösung zeigt, dass die bessere Modulationsübertragungsfunktion des CCD-Systems für den Kontrast wohl der entscheidende Faktor ist. Die beiden CCD-Systeme erreichen vergleichbare Ergebnisse, wobei die hohe Auflösung des CCD 2 limitiert ist durch die maximale Auflösung des Laserprinters von 12,9 Lp/mm, so dass das CCD 2-System auch in der Hardcopy nur 12,9 Lp/mm erreichen kann. Es bleibt abzuwarten, ob durch die Befundung an einem hochauflösenden Monitor noch bessere Ergebnisse erzielt werden können.

Unsere Ergebnisse zeigen ferner, dass eine Steigerung der Detailerkennbarkeit bei Bildern mit reduzierter Dosis (SF2) durch die Nachbearbeitung (SF3) erreicht werden kann. Falls diese Ergebnisse auf klinische Mammographien übertragbar sind, wäre eine Dosisreduktion in der digitalen Mammographie im Vergleich zu den Film-Folien-Systemen zu erwarten [4,5,10]. Die CCD-Technik mit einer Ortsauflösung von 10 Lp/mm hat im Vergleich zum FFS einen gleich hohen Dosisbedarf. Die CCD 2-Technik zeigt keine besseren Ergebnisse als CCD 1 trotz der höheren Dosis, die aber noch unter dem von der Europäischen Kommission festgelegten Grenzwert von 14 mGy liegt [15].

Die Problematik der CCD-Detektoren sind die Schwierigkeiten der Herstellung von Vollfeld-Systemen, so dass zur Zeit nur ein System realisiert ist (Fa. Trex). Die von E. Pisano et al. [9] vorgestellte Studie weist aber nach, dass dieses System mit den Vorteilen der digitalen Systeme und gleichzeitig hoher Auflösung eine Überlegenheit im klinischen Alltag darstellt. Unsere Phantomstudie zeigt ebenfalls, dass ein Mehr an Auflösung (CCD 1 und 2) wohl zu besseren Ergebnissen führt,

| Modalität | max. | Untersucher | | | | | Summe (225 max. möglich) |
|-----------|-----------|-------------|----|----|----|----|--------------------------------|
| | | A | B | C | D | E | |
| FF | Fäden | 18 | 13 | 12 | 13 | 12 | 14 |
| | Körnchen | 15 | 15 | 12 | 15 | 15 | 14 |
| | Rundherde | 12 | 12 | 9 | 12 | 11 | 12 |
| | Summe | 45 | 40 | 33 | 40 | 38 | 40 |
| SF 1 | Fäden | 18 | 13 | 12 | 12 | 12 | 14 |
| | Körnchen | 15 | 15 | 14 | 15 | 15 | 14 |
| | Rundherde | 12 | 12 | 9 | 11 | 11 | 11 |
| | Summe | 45 | 40 | 35 | 38 | 38 | 39 |
| SF 2 | Fäden | 18 | 12 | 10 | 13 | 12 | 13 |
| | Körnchen | 15 | 15 | 13 | 14 | 14 | 15 |
| | Rundherde | 12 | 11 | 8 | 11 | 10 | 11 |
| | Summe | 45 | 38 | 31 | 38 | 36 | 39 |
| SF 3 | Fäden | 18 | 12 | 12 | 12 | 13 | 13 |
| | Körnchen | 15 | 14 | 13 | 15 | 15 | 15 |
| | Rundherde | 12 | 11 | 9 | 12 | 11 | 11 |
| | Summe | 45 | 37 | 34 | 39 | 39 | 39 |
| CCD1 48µ | Fäden | 18 | 17 | 12 | 17 | 18 | 18 |
| | Körnchen | 15 | 15 | 12 | 15 | 15 | 15 |
| | Rundherde | 12 | 12 | 12 | 12 | 12 | 12 |
| | Summe | 45 | 44 | 36 | 44 | 45 | 45 |
| CCD2 24µ | Fäden | 18 | 18 | 12 | 17 | 18 | 17 |
| | Körnchen | 15 | 15 | 11 | 15 | 15 | 15 |
| | Rundherde | 12 | 12 | 12 | 12 | 12 | 12 |
| | Summe | 45 | 45 | 35 | 44 | 45 | 44 |

Tab. 3 Darstellung der richtig positiven Ergebnisse der 5 Untersucher (A-E) zu den 6 Untersuchungsmodalitäten (FF = Film-Folien-System, SF 1 – 3 = Speicherfolientechnik 1 – 3, CCD 1 und CCD 2 = voll digitale Technik 1 und 2) aufgeschlüsselt nach Detailgruppen, jeweils der maximal möglichen Anzahl gegenübergestellt (max.). Die letzte Spalte zeigt die Summe der Ergebnisse der 5 Untersucher.

und zwar in diesem Fall auch deutlich besser als mit dem konventionellen Film-Folien-System. Lassen sich diese Ergebnisse auf klinische Mammographien übertragen und stehen solche hochauflösenden Systeme für die digitale Vollfeld-Mammographie in Zukunft zur Verfügung, so ist mit einer differenzierteren Mammadiagnostik zu rechnen.

Prof. Dr. med. R. Schulz-Wendtland

Universität Erlangen-Nürnberg
Institut für Diagnostische Radiologie
Gynäkologische Radiologie
Universitätsstraße 21 – 23
91054 Erlangen

Literatur

- ¹ Aichinger U, Schulz-Wendtland R, Dobritz M, Mitze M, Bautz W. Mikrokalkanalyse – welche Vorteile zeigt die Speicherfolientechnik gegenüber konventionellen Film-Folien-Systemen? *RöFo* 1999; 170: 129
- ² Cowen AR, Launder JH, Jadav M, Brett DS. Visibility of microcalcifications in computed and screen-mammography. *Med Phys Biol* 1997; 42: 1533 – 1548
- ³ Feig SA, Yaffe MJ. Digital Mammography. *Radio Graphics* 1998; 18: 893 – 901
- ⁴ Fiedler E, Aichinger U, Böhner C, Säbel M, Schulz-Wendtland R, Bautz W. Bildgüte und Strahlenexposition bei der digitalen Mammographie mit Speicherfolien in Vergrößerungstechnik. *RöFo* 1999; 171: 60 – 64
- ⁵ Funke M, Hermann KP, Breiter N, Hundertmark C, Sachs J, Gruhl T, Sperner W, Grabbe E. Digitale Speicherfolienmammographie in Vergrößerungstechnik: Experimentelle Untersuchungen zur Ortsauflösung und zur Erkennbarkeit von Mikrokalk. *Fortschr Röntgenstr* 1997; 167: 174 – 179
- ⁶ Kimme-Smith C, Bassett LW, Gold RH. A review of mammography test objects for the calibration of resolution, contrast and exposure. *Med Phys* 1989; 16: 758 – 765
- ⁷ Klein R, Aichinger H, Dierker J, Jansen MTJ, Joite-Barfuß S, Säbel M, Schulz-Wendtland R, Zoetelief J. Determination of average glandular dose with modern mammography units for two large groups of patients. *Phys Med Biol* 1997; 42: 651 – 671
- ⁸ Obenauer S, Hermann KP, Schorn C, Funke M, Fischer U, Grabbe E. Digitale Vollfeldmammographie: Phantomstudie zur Detektion von Mikrokalk. *Fortschr Röntgenstr* 2000; 172: 646 – 650
- ⁹ Pisano ED, Yaffe MJ, Hemminger BM, Hendrick RE, Niklason LT. Current Status of Full-Field Digital Mammography. *Acad Radiol* 2000; 7: 266 – 280
- ¹⁰ Säbel M, Aichinger U, Schulz-Wendtland R, Bautz W. Digitale Vollfeld-Mammographie: Physikalische Grundlagen und klinische Aspekte. *Röntgenpraxis* 1999; 52: 171 – 177
- ¹¹ Schönhofen H, Arnold W, Hess T, Allgayer B. Digitale Mammographie: Erfahrungen bei klinischer Anwendung. *Fortschr Röntgenstr* 1998; 169: 45 – 52
- ¹² Schulz-Wendtland R, Aichinger U, Fiedler E, Böhner C, Säbel M, Bautz W. Digitale Mammographie mit Speicherfolientechnik im täglichen klinischen Einsatz (n = 5.150). *RöFo* 1999; 170: 128 – 129
- ¹³ Schulz-Wendtland R, Aichinger U, Fiedler E, Säbel M, Bautz W. Digital luminescence mammography in clinical use (n = 4.500). *BJR* 1999; 72: 94
- ¹⁴ Thunberg S, Sklebitz H, Ekdahl B, Bätz L, Lundin A, Möller H, Fleischmann F, Kreider G, Weidner T. OPDIMA: Large – area CCD – based X-ray image sensor for spot imaging and biopsy control in mammography. *SPIE* 1999; 3659: 150 – 158
- ¹⁵ Zoetelief J, Fitzgerald M, Leitz W, Säbel M. European protocol on dosimetry in mammography. EUR 16263 Brüssel. European Commission 1996