

in den Phantomstudien kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Bei deutlicher Reduktion der Eintrittsdosis (gleiche Parenchymdosis rasterlos wie mit Raster, Dosis wie vom Gerät ohne Raster automatisch angewählt) zeigen sich die Vorteile des rasterlosen Röntgens deutlicher. Die Ergebnisse einer Phantomstudie sind in der **Originalarbeit 4** aufgezeigt; dabei zeigte sich, dass die Ergebnisse sowohl von der simulierten Brustdicke als auch von der gewählten Dosis abhängen.

Dieser anhand von Phantomstudien aufgezeigte Trend kann subjektiv an den klinischen Versuchen durch Markierungsaufnahmen bestätigt werden. Prinzipiell bietet also die digitale Vollfeldmammographie zusätzlich zu den schon bekannten Möglichkeiten der Dosisersparung ein großes weiteres Dosisersparungspotential durch rasterloses Röntgen. Da bei gleicher Detektordosis das rasterlose Röntgen dem Röntgen mit Raster jedoch deutlich unterlegen ist, muss eine Geräteanpassung (deutliche Erhöhung der „Abschaltdosis“ am Detektor) erfolgen, um insgesamt durch das rasterlose Röntgen eine Dosisreduktion zu erreichen.

### **3. Software: weiterführende Anwendungen**

#### **3.1. Darstellung digitaler Aufnahmen**

Im digitalen System werden die Bilddaten zumindest bei den direkt digitalen Systemen mit 14 bit, d.h. mit mehr als 16 000 Graustufen gewonnen, die mit verschiedenen Fenstereinstellung angesehen werden können. Dies ermöglicht beispielsweise eine deutlichere Darstellung von Mikroverkalkungen in dichtem Gewebe [12, 16]. Im konventionellen System ist eine Nachbearbeitung, wie etwa ein Hervorheben kontrastarmer Strukturen durch verschiedene Fenstereinstellungen, nicht möglich. So kann im digitalen System eine Unterexposition von Aufnahmen (etwa durch Handbelichtung oder falsche Einstellung der Messkammer) innerhalb einer gewissen Bandbreite durch Nachbearbeitung ausgeglichen werden, indem eine veränderte Fenstereinstellung gewählt wird (d.h. indem ein anderer Graustufenbereich betrachtet wird). Eingeschränkt wird dieses Vorgehen dadurch, dass dabei das Rauschen bei Unterexposition mehr in den Vordergrund tritt. Bei Überexposition wird im digitalen

System die Bildqualität eher verbessert, da das Rauschen abnimmt. Eine Wiederholung von Aufnahmen aufgrund von Fehlbelichtungen ist somit seltener als in der konventionellen Mammographie notwendig.

Die möglichen Bildbearbeitungsalgorithmen beschränken sich aber nicht nur auf das „Nachfenstern“ von Aufnahmen [20]. Eine der verbreitetsten Techniken zur Nachbearbeitung von Aufnahmen ist der sogenannte periphere Dichteausgleich. Dieser ist mittlerweile bei nahezu allen Geräteherstellern implementiert. Abb. 8 zeigt ein Beispiel für den peripheren Dichteausgleich. Dabei werden die Hautstrukturen vom Computer detektiert, anschließend werden die Areale im Zentrum der Brust und in der Peripherie jeweils mit einer optimierten Kontrast- bzw. einer optimierten Fenstereinstellung für diesen lokalen Bereich eingestellt.

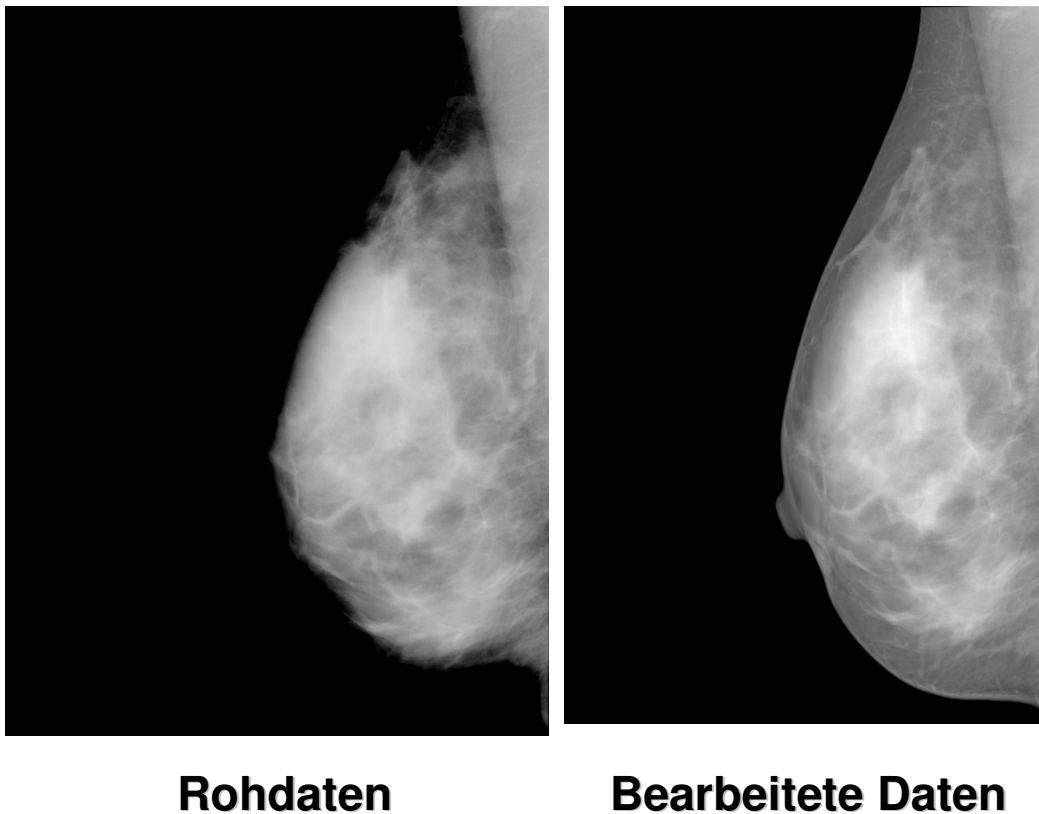


Abb. 8: Peripherer Dichteausgleich

Durch diese digitale Bearbeitung wird mit der neuen Technik eine sehr gute Darstellung der Haut und subcutaner Strukturen erreicht. Eine ähnliche Beurteilbarkeit dieser Region wird im konventionellen System nur durch Betrachtung der Mammographien mit einer Grellleuchte erreicht. Eine im Vergleich zur digitalen Technik ähnliche Darstellung der Hautregionen konnte in der konventionellen Mammographie zuvor nur durch ein Röntgen der Brust im Wasserbad erreicht werden [21]. In der klinischen Anwendung ist die Hautdetektion zur Beurteilung von Retraktionen, Cutisverdickungen und cutaner Verkalkungen von Bedeutung.

Die Anwendung von Softwarealgorithmen kann jedoch deutlich über den peripheren Dichteausgleich hinausgehen. Neuere Computeralgorithmen werden zur Unterdrückung des Rauschens im Bild eingesetzt, zusätzlich können diese Algorithmen besonders interessierende Strukturen im Bild wie z.B. Mikroverkalkungen im Kontrast deutlich anheben **[Originalarbeit 5]**. Eingesetzt werden zu diesem Zweck z.B. Wavelet-Algorithmen. Ein Beispiel für die verbesserte Visualisierung von Mikroverkalkungen durch Wavelet-Algorithmen wird in der Originalarbeit 5 aufgezeigt.

Einzelne Autoren sehen für die Visualisierung von Verkalkungen zusätzlich eine Chance in Subtraktionsaufnahmen **[Originalarbeit 1]**. Dabei macht man sich zunutze, dass sich die Absorption von Röntgenstrahlung in Weichteilen und in Kalk bei verschiedenen Energien unterschiedlich stark ändert. Subtrahiert man daher eine Aufnahme, die mit hoher Energie aufgenommen wurde von einer Aufnahme, die mit niedriger Energie aufgenommen wurde, so erhält man unter Umständen ein kontrastreicheres Bild als im Original. Limitierend für diese Energie ist, dass sich das Rauschen im Differenzbild gegenüber dem Originalbild erhöht. Außerdem sind 2 Aufnahmen mit unterschiedlicher Energie notwendig. Der Dosisbedarf für eine Subtraktionsmammographie zur Visualisierung von Verkalkungen steigt deswegen (im Gegensatz zur Subtraktionsmammographie mit Kontrastmitteln, siehe Absatz 5.2.) deutlich an. Ein Beispiel für eine Energiesubtraktion zur Visualisierung von Mikroverkalkungen wird in der **Originalarbeit 1** gezeigt.

Denkbar sind solche Subtraktionsaufnahmen in der Praxis vor allem deshalb, weil im digitalen System die Mammographien schon jetzt wenige Sekunden nach Exposition am Bildschirm verfügbar sind [22].

Verglichen mit der Entwicklungszeit bei konventionellen Film-Folien-Systemen (> 1 Minute pro Aufnahme, ohne Tageslichtentwicklungssysteme deutlich mehr) kann mit der digitalen Technik eine Zeitersparnis von ca. 102 Sekunden pro Aufnahme erreicht werden. Dies stellt besonders im Rahmen von Markierungsprozeduren (siehe Absatz 1.3.1.), bei denen die Brust komprimiert bleibt, bis die Kontrollaufnahmen verfügbar sind, eine deutliche Erleichterung für die Patientin dar. Unsere Erfahrungen haben gezeigt, dass die Gesamtdauer von Markierungsprozeduren mit dem digitalen System um 10 – 15 Minuten auf ca. 12 – 20 Minuten verkürzt werden kann [23].

### **3.2. CAD-Systeme**

Der Einsatz von Computerprogrammen zur Diagnostik (computer assisted diagnosis, CAD) in der Mammographie war in der konventionellen Mammographie mit zeitaufwendigem Einscannen konventioneller Mammographien verbunden. Demgegenüber sind digitale Mammographien für geeignete Systeme schnell verfügbar und weisen darüber hinaus weniger Artefakte auf, was für die computerassistierte Diagnose vorteilhaft ist [24-26]. Da die Bilder digital vorliegen, entstehen keine Bildverluste durch das Einscannen. Prinzipiell unterschieden werden muss zwischen Verfahren, die das Erkennen von Läsionen im Bild erleichtern (z.B. durch Enhancement der betreffenden Strukturen oder durch Markierung von Läsionen) und Verfahren, die eine Bewertung bezüglich der Dignität von Läsionen ermöglichen [27]. Im allgemeinen Sprachgebrauch setzt sich immer mehr durch, die erstgenannten Verfahren unter der Rubrik „Computerassistierte Detektion“ zu subsumieren, die letztgenannten Verfahren unter der Rubrik „Computerassistierte Diagnose“. In der **Originalarbeit 5** werden Beispiele für Computerassistierte Detektion gezeigt.

Bei der computerassistierten Detektion kann bei den von der amerikanischen Zulassungsbehörde FDA für die digitale Mammographie zugelassenen Systemen nachträglich nach dem Aufrufen eines Bildes ein von Computermarkern überlagertes

Bild aufgerufen werden. Insbesondere Mikroverkalkungen werden durch solche Systeme mit extrem hoher Sensitivität erkannt und im Bild markiert. Solche Befunde werden mithilfe der computerassistierten Detektion entsprechend seltener übersehen. Durch das nachträgliche Einschalten der zusätzlichen Computerhilfe soll zunächst eine Befundung durch den Radiologen erzwungen werden, die Computerhilfe kann dann die sogenannte „Zweitbefundung“ oder „second opinion“, die nachgewiesenermaßen in der Mammographiediagnostik die Befundqualität deutlich hebt, zumindest teilweise ersetzen. Entsprechend wird der Einsatz von CAD-Systemen im amerikanischen Gesundheitswesen als zusätzliche Leistung auch abgerechnet und honoriert. Allerdings ist, zumindest wenn das System entsprechend der Zulassung eingesetzt wird, auch ein zusätzlicher Zeitaufwand erforderlich.

Andere, experimentelle Systeme erlauben durch zurückhaltendere Markierung der entsprechenden Verkalkungsareale eine Befundung direkt unter Zuhilfenahme der entsprechenden CAD-Systeme [27]. Dabei konnte in ersten Studien gezeigt werden, dass die Befundungszeit mit CAD-Systemen gegenüber der Befundung ohne CAD-Systeme bei mindestens gleicher diagnostischer Qualität sinken kann. Dies kann insbesondere für den Workflow im Screening von Bedeutung sein. Ein Beispiel einer Markierung eines Mikrokalkareals durch ein solches System wird in der **Originalarbeit 5** gezeigt.

Die Entwicklung der CAD-Systeme ist jedoch nicht bei der eigentlichen Detektion von Läsionen stehen geblieben. Neuere Ansätze geben dem Radiologen ein Werkzeug an die Hand, mit dessen Hilfe auch die diagnostische Einschätzung von Läsionen erleichtert werden soll. Zu diesem Zweck kann der Computer die detektierte Läsion mit einer Datenbank vergleichen und die Läsion auf Ähnlichkeiten der zuvor abgespeicherten Läsionen testen. Je nachdem, ob die Läsion mehr benignen oder mehr malignen Läsionen ähnelt, kann dann eine Wahrscheinlichkeit für Malignität angegeben werden (siehe Abb. 9).

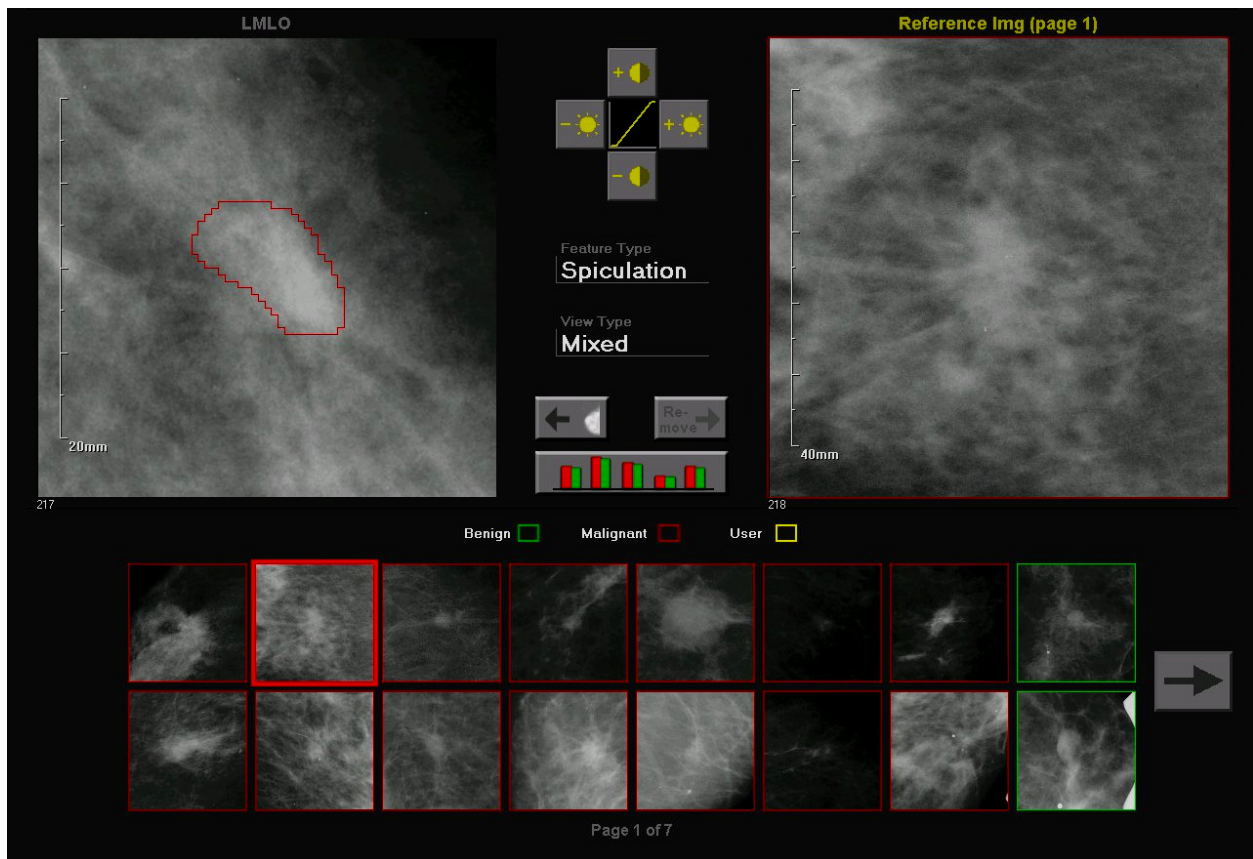


Abb. 9: Bibliotheksfunktion von CAD-Systemen, ein Schritt von der Detektion zur Diagnose

Dieses Vorgehen des Computers entspricht im Grunde dem Vorgehen der menschlichen Befunder, da diese ebenfalls für Läsionen in der Mammographie in Befunden nur eine Wahrscheinlichkeit mit einer Skala von 1 bis 5 (sog. BI-RADS-Kategorien) angeben. Diese Angabe von Wahrscheinlichkeiten ist essentiell für jeden Mammographiebefund. In ersten Studien konnte gezeigt werden, daß die Befundgenauigkeit (gemessen in ROC-Analysen) durch den Einsatz solcher Computeralgorithmen steigt [28].

### **3.3. Teleradiologie und Datenkompression**

Bei Größen von 8,5 bis max. ca. 45 MB pro Bild sind digitale Mammographien für die Übertragung über ein Hochgeschwindigkeitsnetz geeignet und bieten so eine gute Basis für Zweitbegutachtungen und Bildvergleiche. Durch neue Kompressionsverfahren, die nur gering verlustbehaftet sind, kann der relativ hohe Speicherbedarf extrem reduziert werden. Der Teleradiologie und auch der digitalen Archivierung werden damit neue Wege geöffnet. Auf diese Art ist eine Zweitbefundung ohne wesentliche zeitliche Verzögerung denkbar, so dass Konsequenzen schneller gezogen werden können. Die Patientin erfährt den Befund schneller, ggf. können Zusatzaufnahmen noch in der gleichen Sitzung erstellt werden auch wenn (wie im Screening üblich) kein Arzt vor Ort ist. Im Rahmen der Screeningmammographie mit einer zentralen Doppelbefundung wird diese Form der Bildübertragung möglicherweise wachsende Bedeutung erlangen [29]. Alle bisherigen Screeningprogramme werden jedoch anhand von konventioneller Mammographie durchgeführt – erste Studien zeigen jedoch Vorteile auch beim Screening durch die digitale Mammographie auf [30].

## **4. Hardware: monochromatisches Röntgen**

Multiple Versuche zur Perfektionierung der Hardware bei der konventionellen Mammographie haben im Laufe der Zeit zur einer immer ausgefeilteren Technik in der konventionellen Mammographie geführt. In der digitalen Mammographie ergeben sich durch die veränderten Detektormaterialien für die Detektion von Röntgenstrahlen neue Möglichkeiten, die Hardware weiter zu verbessern. Ein wesentlicher Punkt ist dabei das Spektrum der verwendeten Röntgenstrahlung [31]. Das Röntgenspektrum in der Mammographie wird durch die verwendeten Röntgenparameter sowie das Anoden- und Filtermaterial charakterisiert. Für die Bildgebung in der Mammographie entscheidend ist dabei der Peak bei 17 keV. Photonen von niedrigerer Energie tragen weder positiv noch negativ zur Bildgebung bei, erhöhen jedoch die Dosis, Photonen höherer Energie