

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

erhöhen das Rauschen. Optimal wäre daher theoretisch ein Röntgenverfahren, bei dem monoenergetisch die Energie von 17 keV eingesetzt wird [**Originalarbeit 6**]. Die wenigen bisher durchgeführten Studien zur Bildgebung mit monoenergetischer Röntgenstrahlung wurden teilweise mit Hilfe von Synchrotronstrahlung durchgeführt. Solche Studien mit Synchrotronstrahlung sind technisch extrem aufwendig und sehr teuer [32].

In ersten experimentellen Studien konnte jedoch auch mit einfacheren technischen Mitteln gezeigt werden, dass in der Mammographie deutlich preisgünstigere Alternativen für quasi monochromatische Röntgenstrahlung möglich sind [33, 34]. Aufgebaut wurde z.B. ein experimentelles Gerät, welches zusammengesetzt wurde aus dem Siemens Mammomat 300, einer Vorrichtung mit einem high order pyrolytic graphite crystal (HOPG) und einem Thales linear array detector zur Aquisition der Bilddaten. Die dabei verwendete Slot-Scan-Technik wurde im Abschnitt 1.1.2 schon erläutert. Bei einem solchen Versuchsaufbau können Bilder herkömmlich mit polychromatischer Strahlung als auch mit nahezu monoenergetischer Strahlung erzeugt werden. Der prinzipielle Versuchsaufbau zum Röntgen mit monochromatischer Strahlung ist ausführlich in der **Originalarbeit 6** dargestellt.

Dabei wird an einem Kristall (oder sog. Multilayer, einer Art künstlichem Kristall) ein Beugungseffekt des Röntgenstrahles erreicht. Für einen Einfallswinkel θ reflektiert der Kristall die Photonen einer definierten Energie, die durch die Braggsche Gleichung bestimmt wird: $2d \sin \theta = \lambda$, wobei d die Periode des Kristalls und λ die Wellenlänge der Strahlung ist. Die Wellenlänge der Strahlung hängt von der Photonenenergie gemäß der Beziehung $\lambda[\text{Å}] = 12,4 / E [\text{keV}]$ ab. Durch eine solche Anwendung von Kristallen werden sowohl die niederenergetischen als auch die hochenergetischen Teile des Spektrums unterdrückt und möglichst nur ein schmales, für die Bildgebung interessierendes Band aus dem gesamten Spektrum ausgeschnitten. Die Breite dieses Bandes wird als Energieauflösung bezeichnet und kann mit Hilfe der Braggschen Gleichung abgeschätzt werden: $\delta E / E = \delta \theta / \tan \theta$. Die Energieauflösung wird dabei zum einen durch die Kristalleigenschaften bestimmt (diese gibt die charakteristische Breite der Reflexionskurve an), zum anderen durch die Divergenz der auf den Kristall einfallenden Strahlung. Erste Versuche mit einem auf diese Art konstruierten

experimentellen Gerät zeigen ein deutliche Dosisersparungspotenzial bei gleichzeitig verbesserter Bildqualität durch solche Hardwareänderungen.

In der **Originalarbeit 6** wird ein Beispiel eines Ausschnittes aus einer Phantomaufnahme (CD-MAM-Phantom, Med. Dept. Nijmegen, Niederlande) gezeigt und die Erkennbarkeit von den simulierten Goldplättchen des Phantoms ausgewertet. Dabei zeigt sich das Potenzial zur Dosisreduktion und verbesserten Bildqualität durch monochromatisches Röntgen.

5. Weiterführende Anwendungen

Mit der Einführung der digitalen Vollfeldmammographie und der damit verbundenen, nahezu direkt zur Verfügung stehenden digitalen Bildinformation kann erstmals an eine Verbindung der Mammographie mit komplett neuartigen Röntgenverfahren gedacht werden. In diesem Zusammenhang erscheinen insbesondere die Tomosynthese und die Kontrastmittelmammographie extrem vielversprechend.

5.1. Tomosynthese

Eines der größten Probleme bei der Visualisierung von Tumoren in der Mammographie ist der Summationseffekt. So können Tumore, die in der Mammographie oft nur extrem schwer erkennbar sind, in der Präparateradiographie ohne Summation durch überlagernde Strukturen oft wesentlich deutlicher visualisiert werden.

Dieser negative Effekt der Summation kann einerseits aufgehoben werden, in dem nicht interessierende Strukturen wegsubtrahiert werden. Eine Möglichkeit dazu wird im Abschnitt 5.2. aufgezeigt. Eine andere Möglichkeit sind Schnitt- oder Schichtbildverfahren. Die digitale Mammographie ermöglicht die überlagerungsfreie Darstellung von Tumoren mit einem solchen Verfahren, der sogenannten Tomosynthese. Das Verfahren ähnelt in Grundzügen der herkömmlichen Tomographie. Es werden dabei aus verschiedenen Winkeln 5-11 Aufnahmen aufgenommen, die