



18. Jahrestagung der
Deutschen Gesellschaft
für Computer- und
Roboterassistierte
Chirurgie e.V.

Tagungsband

Herausgeber:
Oliver Burgert, Hochschule Reutlingen
Bernhard Hirt, Universität Tübingen

CURAC 2019

Tagungsband

18. Jahrestagung der
Deutschen Gesellschaft
für Computer- und
Roboterassistierte
Chirurgie e.V.

19. – 21. September 2019, Reutlingen

Impressum

Herausgeber:
Oliver Burgert, Hochschule Reutlingen
Bernhard Hirt, Universität Tübingen

Hochschule Reutlingen
Fakultät Informatik
Alteburgstraße 150
72762 Reutlingen

Redaktion:
Hannah Büchner
Elena Kirsch
Johannes Schuh

Grafik:
Elena Kirsch

ISBN: 978-3-00-063717-9

Digitale Mammographie

Qualitätsanforderungen an ein tomosynthesefähiges Mammographie-Gerät

Elisabeth Suzanne Reiter, Christian Kuecherer

¹Hochschule Reutlingen, Fakultät Informatik, Reutlingen, Germany

Kontakt: Elisabeth_Suzanne.Reiter@Student.Reutlingen-University.DE, christian.kuecherer@reutlingen-university.de

Abstract

Mammographie-Geräte werden in der Diagnostik von Mammakarzinomen eingesetzt. Die ursprüngliche Technik wurde in den letzten Jahren von analogen Röntgenfilmen zu digital integrierten Systemen weiterentwickelt. Durch die Tomosynthese, bei der in einem Schnittbildverfahren mehrere Schichten des Organismus untersucht werden können, können auch überlagerte Strukturen sichtbar gemacht werden. Um als adäquate Grundlage zur Diagnostik von malignen Tumoren dienen zu können, müssen einige qualitative Anforderungen erfüllt werden. Bisher gibt es wenig Literatur, die Anforderungen und den Aufbau solcher Geräte systematisch beschreiben. Im Rahmen dieser Arbeit werden diese auf Basis der Literatur und bestehender Systeme die qualitativen Anforderungen identifiziert. Der prinzipielle Aufbau solcher Systeme wird anhand der einzelnen Systembausteine in der semiformalen Notationsprache SysML gezeigt. Die grundlegende Funktionsweise eines tomosynthesefähigen Mammographie-Gerätes wird in dieser Arbeit zusammenfassend und anhand der einzelnen Systembausteine beschrieben. Diese Arbeit dient der Vermittlung eines umfassenden Verständnisses für die digitale Mammographie, um als Grundlage für die Dokumentation von qualitativen Anforderungen dienen zu können.

Keywords: Digitale Mammographie, Tomosynthese, Röntgen, Anforderungen, SysML, SYSMOD, Modellierung, Qualitätsanforderungen.

1 Problemstellung

Für die 2D Mammographie existieren etablierte Prüfprotokollen und Standards, sowohl auf nationaler als auch internationaler Ebene. Dazu zählt die DIN 6868, die DIN EN 61223 sowie das European Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening (EPQC) [3]. Für die tomosynthesefähige Mammographie-Geräte werden oft nur Empfehlungen ausgesprochen, wodurch die konkrete Formulierung von Anforderungen erschwert wird [7]. Die Hersteller von Mammographie-Geräten wie GE oder Hologic beziehen sich auf unterschiedliche Patente und nutzen verschiedene Materialien und Techniken [5]. Um eine best-practise Variante des Mammographie-Gerätes zu beschreiben, fehlt jedoch eine übersichtliche Zusammenstellung der funktionalen und nicht-funktionalen Anforderungen. Um Anforderungen vollständig und umfassend formulieren zu können, ist es notwendig das Einsatzgebiet und den Untersuchungsablauf näher zu betrachten. Weiter muss ein umfassendes Verständnis des technischen Aufbaus und dem gewünschten Ergebnis bestehen. Dieses Verständnis kann durch ein Systemmodell vermittelt werden. Für die Mammographie existiert derzeit noch kein umfassendes Systemmodell. Aus diesem Grund wird eine systemische Modellierung durchgeführt um die bestehenden Anforderungen der 2D Mammographie und die aus Empfehlungen abgeleiteten Anforderungen der Tomosynthese einzelnen Systembausteinen und Anwendungsfällen zuzuordnen. Um die Vollständigkeit und die Konsistenz der Anforderungen zu gewährleisten wird der SYSMOD Prozess nach Weikins genutzt [13].

2 Material und Methoden

Die digitale Vollfeldmammographie, engl. full-field digital mammography (FFDM) ist derzeit der Standard im Screening-Programm für Brustkrebs. Durch die technischen Entwicklungen in den letzten Jahren konnte der Röntgenfilm durch digitale Systeme ersetzt werden. Dabei kommen Systeme zum Einsatz, die entweder mit Speicherleuchtstofffolien oder integrierten Detektoren als Empfänger der Röntgenstrahlung arbeiten. Durch die Digitalisierung der Signalübertragung konnte zwar die Bildqualität gerade bei dichtem Brustgewebe verbessert werden, dennoch können übereinanderliegende Strukturen nicht konkret dargestellt werden [2, 7]. Dieses

Problem wird durch die digitale Tomosynthese, engl. digital breast tomosynthesis (DBT) teilweise gelöst. Sie ist seit 2008 in Deutschland zugelassen und wird regelhaft im Screening Programm eingesetzt [14].

Durch die oben beschriebenen technischen Entwicklungen werden die Geräte komplexer. Um komplexe und verteilte Systeme zu entwickeln existieren Werkzeuge die das System beschreiben. Die grafische Modellierungssprache OMG Systems Modeling Language (OMG SysML) ist eine Erweiterung der Unified Modeling Language (UML) und dient dazu den Aufbau und das Verhalten eines Systems darzustellen. Der Modellierungsprozess SYSMOD ist ein methodisches Vorgehen welches zunächst Systemziel, Systemidee und Basisarchitektur definiert um daraus Anforderungen ableiten zu können [13].

3 Ergebnisse

3.1 Basisarchitektur

In diesem Abschnitt werden die Hauptbestandteile eines Mammographie-Gerätes mit integrierter Tomosynthese auf Basis des Patentes EP1816965B1 der Firma Hologic Inc näher beschrieben [5].

Da nur die Brust geröntgt wird, hängt der Röntgenstrahler an einem höhenverstellbaren Röntgenarm, welcher über einen Drehachse in zwei verschiedene Positionen verstellt werden kann. Der Röntgenarm wird an einem Standfuß befestigt. Während der Untersuchung wird die Brust zwischen zwei Kompressionsplatten fixiert. Da die Patientin bei der Untersuchung möglichst nahe am Gerät steht muss, um eine vollständige Abbildung der Brust zu erhalten, haben viele Geräte noch ein Gesichtsschild. Am Mammographie-Gerät befindet sich eine digitale Anzeige der Kompressionskraft. Die Röntgenstrahlen treffen auf eine integrierte Detektor Platte, wo diese in elektrische Signale umgewandelt werden. Die elektronischen Signale werden dann an einen Rechner übermittelt, wo die Bildrekonstruktion erfolgt [14]. Um das Gerät zu bedienen gibt es zum einen ein Bedienfeld welches entweder seitlich am Gerät angebracht ist oder sich an einem externen Bedienpult befindet. Die Einstellungen des Bedienpults werden von der Systemsteuerung umgesetzt, wie die Drehung des Röntgenarms oder die Verschiebung der Kompressionsplatten. Um die Kompressionsplatten zu steuern, werden Fußpedale eingesetzt, damit der/die medizinisch technische Röntgenassistent (MTRA) während der Einstellung neben der Patientin stehen kann [1].

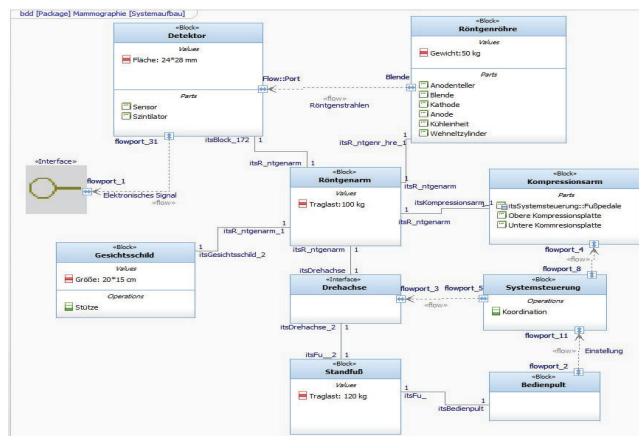


Abbildung 1: Der Systemaufbau eines digitalen Mammographiegeräts als Blockdefinitionsdiagramm

3.2 Röntgenröhre

In einem geschlossenen und unter Vakuum stehenden Glaskolben befinden sich die beiden Hauptbestandteile der Röntgenröhre: die Kathode und die Anode. Die Kathode wird mithilfe einer Hochspannung auf 2600°C erhitzt wobei Elektroden freigesetzt werden. Die Elektronen werden mit Hilfe eines elektronischen Feldes, das zwischen Kathode und Anode besteht, beschleunigt. Gegenüber der Kathode befindet sich ein Wehneltzylinder, um die beschleunigten Elektronen zu bündeln. Die Elektronen treffen auf die Anode, die aus einem Plättchen aus

Wolfram besteht, an der sie abgebremst werden. Hierbei wird die dabei entstehende Energie in Wärme und in Röntgenstrahlung umgewandelt. Die Wärme wird über ein integriertes Kühlsystem aus Öl wieder reduziert. Das Vakuum in dem Glaskolben verhindert, dass die Elektroden zwischen der Kathode und der Anode mit anderen Teilchen zusammenstoßen und dabei an Energie verlieren. Die Stelle, an der die beschleunigten Elektronen auf die Anode auftreffen, wird als Brennfleck bezeichnet [5, 8]. Für eine Mammographie-Aufnahme benötigt man eine Röntgenröhre mit sehr kleinem Brennfleck, da die Bildschärfe sehr stark von der Größe des Brennflecks beeinflusst wird [4, 8]. Da die Röntgenstrahlung von der Anode aus in alle Richtungen verteilt wird, muss das Gehäuse um die Röntgenröhre aus einem Strahlenschutzmaterial bestehen. Nur über das Austrittsfenster sollen die Röntgenstrahlen gezielt auf das Untersuchungsobjekt gelenkt werden. Um Streustrahlungen zu verhindern, befindet sich an dem Austrittsfenster ein System aus mehreren Blenden, an denen auch die Strahlendosis gemessen wird [8].

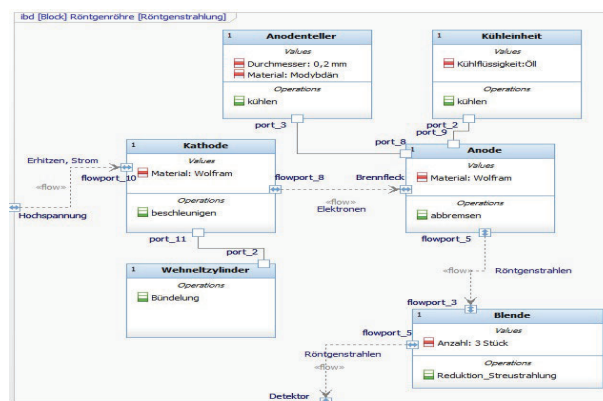


Abbildung 2: Internes Blockdiagramm Röntgenröhre

3.3 Anforderungen

Für die Patientin ist die Durchführung einer Mammographie oftmals belastend. Dies kann auf mehrere Ursachen zurückgeführt werden. Die Strahlenbelastung während der Untersuchung wird von vielen Patienten als potenziell gefährlich bzw. schädlich eingestuft. Des Weiteren ist die Mammographie zwar ein nicht-invasives Verfahren, dennoch ist die Kompression der Brust schmerzhaft. Das Warten auf das Untersuchungsergebnis ist für viele Patientinnen eine psychische Belastung [6]. Durch die neuen Technologien der DBT kann die Untersuchung angenehmer und kürzer gestaltet werden. Im Folgenden werden einzelne Aspekte für eine angenehme und sichere Untersuchung näher beschrieben. Die konkreten Zielwerte der Anforderungen leiten sich aus den Daten des Herstellervergleiches von et al. Hondel-Adametz ab. Auf dieser Basis werden Referenzwerte für die Eigenschaften des Detektors, der Röntgenstrahlung und der Anzahl der Aufnahmen definiert [4].

3.4 Strahlenbelastung

Bei der DBT wird die Patientin ionisierender Strahlung ausgesetzt, welche zu einer malignen Entartung der Zellen führen könnte. Im Vergleich zu einer Film-Folien-Mammographie konnte die Gesamtdosis bei der digitalen Mammographie reduziert werden, da keine Wiederholungsaufnahmen wegen Fehlbelichtungen oder Vergrößerungsaufnahmen angefertigt werden müssen [14]. Da bei der DBT jedoch mehrere Einzelaufnahmen benötigt werden wird mit Niedrigdosisaufnahmen gearbeitet. Der konkrete Grenzwert der Parenchymdosis ist abhängig von der Brustdicke. Mit steigender Objektstärke steigt auch die Dosis. Aus diesem Grund ist eine Kompression der Brust erforderlich [4]. Der mittlere Grenzwert der Parenchymdosis bei einer Brustdicke von 45 mm für eine einzelne Aufnahme liegt bei 2 mGy. Das entspricht ca. der doppelten Dosis einer normalen Mammographie ohne Tomosynthese, liegt aber immer noch weit unter dem Grenzwert des Bundesamts für Strahlenschutz für die Oberflächendosis von 10 mGy [10].

Ziel soll es sein, trotz geringer Strahlendosis eine gute Bildqualität zu erhalten. Die Strahlendosis ist abhängig von der Brustdicke, der Anzahl der Aufnahmen, des Scanwinkels, dem Vorhandensein eines Streustrahlenrasters, sowie dem Detektortyp und der Anode des Röntgenstrahlers [4]. Noch konnte keine optimale Parenchymdosis für die DBT festgelegt werden [11].

3.5 Kompression der Brust

Während des Scanvorgangs wird die Brust komprimiert um die Dicke der Brust zu verringern und das Gewebe aufzuspreizen. Dadurch soll erreicht werden, dass übereinanderliegende Strukturen getrennt werden. Die Belichtungszeit und die damit verbundene Bewegungsunschärfe, kann durch die Kompression der Brust reduziert werden. Außerdem wird dadurch die Brust während des Scanvorgangs fixiert und es kommt zu keinen Bewegungsartefakten [3, 4].

Die Kompression der Brust wird jedoch von vielen Patienten als unangenehm bzw. schmerzhaft empfunden. Um die Belastung für die Patientin zu minimieren, ist es notwendig die Form und Flexibilität der Kompressionsplatten, engl. *Paddel*, anzupassen. Die Oberfläche der Paddel sollte der Form der Brust nachempfunden sein und sich beweglich an die Brust anpassen können. Des Weiteren soll die Oberfläche aus einem angenehm warmen Material bestehen [4].

Die MTRA stellt zu Beginn der Untersuchung den Druck der Kompressionsplatten manuell ein. Durch eine Fernbedienung soll die Patientin den Druck je nach Schmerzempfinden selbst nachregulieren können. Dabei hat eine Studie erwiesen, dass die meisten Frauen durch diese eigenständige Regulation eine noch größer Kompression tolerieren [1].

Sobald der Röntgenvorgang abgeschlossen ist, soll die Kompression der Brust automatisch gelöst werden, um die Patientin zu entlasten [4].

Um die Dauer der Brustkompression zu verringern, muss die Scanzeit reduziert werden. Die Dauer des Scanprozesses ist wiederum abhängig von der Größe des Scanwinkels, der Anzahl der Aufnahmen, der Röhrenbewegung und der Röhrengeschwindigkeit [11].

3.6 Untersuchungszeit

Die Dauer Vorbereitung sowie die die Scan-Zeit sollte so kurz wie möglich gehalten werden. Laut einer Studie von der Kassenärztlichen Bundesvereinigung ist eine unvollständige Darstellung der Brust die Hauptursache für mangelhafte Aufnahmen. Aus diesem Grund muss die MTRA die Patientin optimal am Gerät positionieren können. Da bei der Untersuchung meistens zwei Richtungen gescannt werden, erfolgt eine Verschiebung der Paddel von kranio-kadial nach mediolateral oblique [3]. Die Einstellung der Scan Position und der Höhe der Lagerungsplatte soll manuell erfolgen. Die vorgeformten Paddel sollen über ein Klicksystem angebracht werden können. Es konnte festgestellt werden, dass die reine Scandauer bei einer kontinuierlichen Röhrenbewegung kürzer ist, als bei einer Step and Shot Variante, wo die Röhre sich während der Aufnahme nicht bewegt. Durch einen kleinen Scan-Winkel und einer schnelle Röhrengeschwindigkeit kann die Scandauer ebenfalls reduziert werden [4].

3.7 Röntgenstrahlung

Um die Gewebestruktur der Brust abzubilden wird bei einer herkömmlichen 2-D Mammographie eine weiche Röntgenstrahlung verwendet mit einer Röntgenröhrenspannung von 25 bis 36 kV [9]. Aufgrund der schrägen Einstrahlung wird bei der DBT eine etwas härtere Strahlung benötigt [4]. Dies kann durch eine höhere Röntgenröhrenspannung als auch durch eine höhere Filterung erreicht werden [9].

Da sich bei der DBT der Röntgenstrahl um die Brust bewegt, ist es notwendig, vor der Aufnahme eine Belichtungsmessung durchzuführen. Dabei soll es möglich sein, die Strahlendosis abhängig vom Aufnahmewinkel anzupassen, um sicherzustellen, dass auf der Detektorfläche eine gleichmäßige Quantenkonzentration besteht. Derzeit ist ein derartig vollständiges dynamisches Vorgehen nicht möglich [12]. Allerdings werden Es werden Vorschussaufnahmen angefertigt, entweder in der ersten Winkel Aufnahme oder bei 0°, um anschließend die Strahlendosis kalibrieren zu können [4].

3.8 Anzahl der Aufnahmen

Auch die Anzahl der Aufnahmen sind je nach Hersteller unterschiedlich. Die Bildqualität wird durch eine große Anzahl an Bilder verbessert. Dies bedeutet aber auch eine höhere Strahlenbelastung für die Patientin. Die anschließende Rekonstruktion der Bilder zu einem Schnittbild benötigt bei größerer Anzahl an Aufnahmen mehr Zeit. Gleiches gilt für den benötigten Speicherplatz, je nach Bildauflösung und Rekonstruktionsmethode ist die Datei mehrere Gigabyte groß. Für die Speicherung und Archivierung dieser Bilder wird daher ein Picture Archiving and Communication System (PACS) benötigt [4, 15].

Auch die Verteilung der Aufnahmen während des Scanvorganges kann variieren. Werden die meisten Bilder in der senkrechten Position zur Brust angefertigt, so kann ggf. auf eine 2D Aufnahme der Brust verzichtet werden. Je kleiner der Abstand zwischen den einzelnen Aufnahmen ist, desto kleiner ist auch der Parallaxenfehler [12]. Ein Parallaxenfehler ist ein Beobachtungsfehler, der entsteht, wenn hintereinander liegende Gegenstände aus zwei Blickrichtungen betrachtet werden [4].

3.9 Detektorplatte

Für eine gute Bildqualität spielt auch die Beschaffenheit des Detektors eine Rolle. Dabei haben der Quantenwirkungsgrad, das Signal-Rausch-Verhältnis sowie die Modulationsübertragungsfunktion des Detektors Einfluss auf die Bildqualität.

Bei dichtem Gewebe der Brust ist eine gute Kontrastdarstellung relevant für die Bildqualität. Durch die Modulationsübertragungsfunktion (MFT) wird die Stärke der Kontrastisierung eines Objektes beschrieben. Je kleiner die Objekte sind, wie z.B. Microverkalkungen, desto höher muss die Kontrastwiedergabe, auch Modulation genannt, sein [12]. Ziel ist eine möglichst hohe Modulationsübertragungsfunktion [4].

Neben der MFT spielt auch das Signale-Rausch-Verhältnis eine Rolle bei der Erkennung von kleinen Objekten. Man unterscheidet zwischen Quantenrauschen und Systemrauschen. Das Quantenrauschen kann vor allem dann entstehen, wenn lediglich eine geringe Strahlung vom Detektor erfasst wird. Das Systemrauschen ergibt sich aus dem Strukturrauschen des Detektors und dem Elektronikrauschen bei der Bildverarbeitung. Ziel ist ein möglichst hohes Signal-Rausch-Verhältnis [12].

Bei der DBT hat jede Aufnahme nur eine sehr geringe Strahlendosis. Der Detektor muss also auch bei einer niedrigen Strahlendosis ein rauscharmes Signal zurückgeben. Mit der detective quantum efficiency (DQE) wird der Quantenwirkungsgrad gemessen. Bei den aktuell verfügbaren Flächendetektoren liegt die DQE bei ca. 50-70%. Die DQE lässt sich aus der Modulationsübertragungsfunktion und dem Signal-Rausch-Verhältnis berechnen. Je höher die DQE ist, desto weniger Strahlendosis wird benötigt um trotzdem ein qualitativ hochwertiges Bild zu erhalten [12].

4 Diskussion

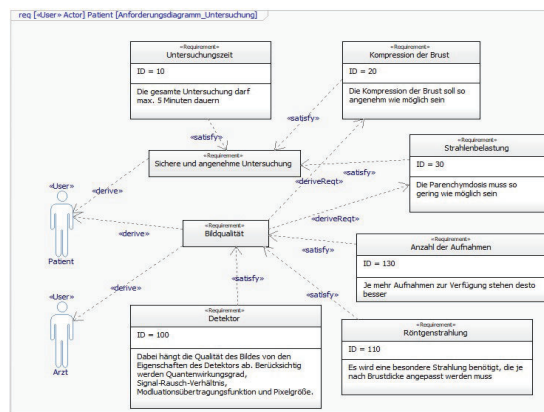


Abbildung 3: Modellierung der Anforderungen und ihre Abhängigkeiten

Die Anforderungen sind nicht widerspruchsfrei. Beispielsweise gibt es eine direkte Abhängigkeit zwischen Strahlenbelastung und Bildqualität. Je höher die Strahlendosis ist desto höher ist die DQE der Detektorfläche. Dadurch kann eine bessere Bildqualität erzielt werden. Jedoch kann die Strahlendosis nicht beliebig hoch gesetzt sein. Es müssen die Grenzwerte der Strahlenschutzverordnung eingehalten werden [10].

Für eine optimale 3D Rekonstruktion mit möglichst hoher Tiefenaufklärung wird eine große Anzahl an Bildern benötigt. In Folge dessen muss daher die Einzeldosis reduziert werden, worunter die Qualität der einzelnen Aufnahmen leidet [10]. Bisher konnte noch durch keine Studie die optimalen technischen Parameter identifizieren, weshalb es bei den Hersteller gerade bei der Anzahl der Aufnahmen und dem damit verbunden

Scan-Winkel große Unterschiede gibt [7]. Für die 2D Mammographie existieren etablierte Prüfprotokollen und Standards, sowohl auf nationaler als auch internationaler Ebene. Für die DBT werden oft nur Empfehlungen ausgesprochen, was es schwer macht, konkrete Anforderungen zu definieren [7].

5 Zusammenfassung

Die zentrale Fragestellung der Hausarbeit ist die Identifikation der Anforderungen an die DBT. Bei der Modellierung der Basisarchitektur wurde das Mammographie-Gerät in seine einzelnen Systembausteine zerlegt. Dabei konnte die SysML-Notation die Beziehungen der einzelnen Bausteine zueinander verdeutlichen. Die Bausteine wurden als Blöcke definiert und konnten dann über ein Internes Blockdiagramm näher beschrieben werden. Dieses Vorgehen war bei den Systembestandteilen Detektor und Röntgenröhre vorteilhaft, um die nachfolgenden Anforderungen besser nachvollziehen und zuordnen zu können. Der SYSMOD Prozess eignet sich somit in jeder Hinsicht zur Identifikation von Anforderungen, da das System als Ganzes betrachtet wird und somit die Gefahr reduziert werden kann, Anforderungen zu übersehen.

6 References

- [1] Christina Adelheid Mehling. 2006. *Schmerz- und Angsterleben bei Mammographie mit Fremd- und Eigenkompression*. Universität Würzburg.
- [2] Julian Hägele, Telja Pursche, J. Barkhausen, and F. Schäfer. 2015. Digitale Tomosynthese der Brust. *Radiologie up2date* 15, 03, 239–258. DOI: <https://doi.org/10.1055/s-0034-1393054>.
- [3] Karin Hellerhoff. 2010. Digitale Brusttomosynthese : Technische Grundlagen, aktuelle klinische Relevanz und Perspektiven für die Zukunft. *Der Radiologe* 50, 11, 991–998. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00117-010-2008-7>.
- [4] Michaela Hondl-Adametz. 2018. Digitale Brusttomosynthese (DBT) – ein großer Schritt in der Mammografie. *Radiopraxis* 11, 02, 83–96. DOI: <https://doi.org/10.1055/s-0043-123733>.
- [5] Ken Defreitas, Tom Farbizio, Baori Ren, Chris Ruthlan, Shaw Andrew Smith, Jay Stein. Integriertes multimodus-mammographie-/tomosynthese-röntgensystem. Patent No. EP1816965B1.
- [6] Heinz Otto. 2002. *Mammadiagnostik für MTRA und Ärzte*. Springer, Berlin, Heidelberg
- [7] Alejandro Rodríguez-Ruiz, Maria Castillo, Julia Garayoa, and Mathieu Chevalier. 2016. Evaluation of the technical performance of three different commercial digital breast tomosynthesis systems in the clinical environment. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2016.05.001>.
- [8] Wolfgang Schlegel, Christian P. Karger, and Oliver Jäkel, Eds. 2018. *Medizinische Physik. Grundlagen - Bildgebung - Therapie - Technik* (1. Auflage 2018). Springer Berlin; Springer Spektrum, Berlin.
- [9] Hans Schöfer, D. Kotsianos, S. Wirth, S. Britsch, and M. Reiser. 2005. Qualität digitaler Mammogramme. Entwicklung und Einsatz eines Phantoms zur optimierten Sicherung. *Der Radiologe* 45, 3, 278–285. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00117-005-1180-7>.
- [10] Rüdiger Schulz-Wendtland, Nicolas Becker, K. Bock, K. Anders, and W. Bautz. 2007. Mammographie-screening. *Der Radiologe* 47, 4, 359–69. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00117-007-1490-z>.
- [11] Rüdiger Schulz-Wendtland, K.-P. Hermann, and M. Uder. 2010. Digitale Tomosynthese der Brust. *Radiologie up2date* 10, 03, 195–205. DOI: <https://doi.org/10.1055/s-0030-1255574>.
- [12] Friedrich Semturs, E. Sturm, R. Gruber, and Thomas H. Helbich. 2010. Physikalische Aspekte der verschiedenen Tomosynthesesysteme. *Der Radiologe* 50, 11, 982–990. DOI: <https://doi.org/10.1007/S00117-010-2012-y>.
- [13] Tim Weilkens. 2014. *Systems engineering mit SysML/UML. Anforderungen, analyse, architektur* (3., überarbeitete und aktualisierte Auflage (Online-ausg.)). Dpunkt.verlag, Heidelberg, Germany.
- [14] Susanne Wienbeck and U. Fischer. 2015. Digitale Mammografie und ihre Weiterentwicklungen. *Radiologie up2date* 15, 03, 215–234. DOI: <https://doi.org/10.1055/s-0034-1393053>.
- [15] Alfred Winter. et al. 2011. *Health information systems. Architectures and strategies* (2nd ed.). Health informatics. Springer, London.