



(12) **Patentschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2016 204 828.7**
 (22) Anmeldetag: **23.03.2016**
 (43) Offenlegungstag: **28.09.2017**
 (45) Veröffentlichungstag
 der Patenterteilung: **15.09.2022**

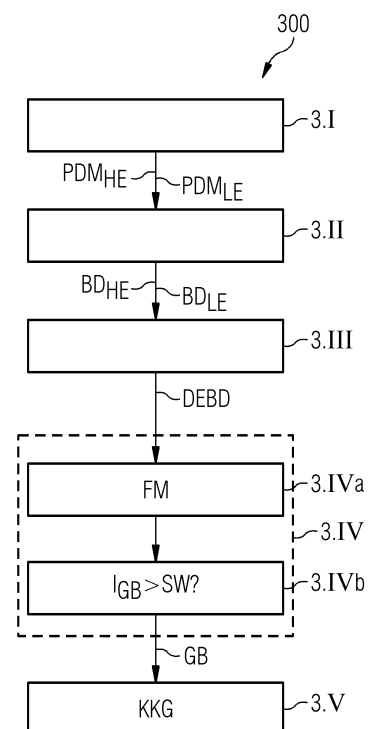
(51) Int Cl.: **A61B 6/00** (2006.01)
A61B 6/02 (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
G06T 7/00 (2017.01)

Innerhalb von neun Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

<p>(73) Patentinhaber: Siemens Healthcare GmbH, München, DE</p> <p>(72) Erfinder: Hörnig, Mathias, 91052 Erlangen, DE; Kelm, Michael, 91052 Erlangen, DE; Mertelmeier, Thomas, 91058 Erlangen, DE; Wei, Wei, 91058 Erlangen, DE</p>	<p>(56) Ermittelter Stand der Technik:</p> <table> <tr> <td>DE</td> <td>101 22 875</td> <td>C1</td> </tr> <tr> <td>DE</td> <td>10 2010 041 920</td> <td>A1</td> </tr> <tr> <td>DE</td> <td>10 2012 215 997</td> <td>A1</td> </tr> <tr> <td>DE</td> <td>10 2014 213 464</td> <td>A1</td> </tr> <tr> <td>DE</td> <td>10 2014 214 772</td> <td>A1</td> </tr> </table>	DE	101 22 875	C1	DE	10 2010 041 920	A1	DE	10 2012 215 997	A1	DE	10 2014 213 464	A1	DE	10 2014 214 772	A1
DE	101 22 875	C1														
DE	10 2010 041 920	A1														
DE	10 2012 215 997	A1														
DE	10 2014 213 464	A1														
DE	10 2014 214 772	A1														

(54) Bezeichnung: **Erzeugen einer kombinierten Kontrastmittel- und Gefäßdarstellung von zu untersuchendem Brustgewebe**

(57) Hauptanspruch: Verfahren zum Erzeugen einer kombinierten Kontrastmittel- und Gefäßdarstellung (KKG) von zu untersuchendem Brustgewebe (4), aufweisend die Schritte:
 - Erfassen von ersten kontrastmittelbeeinflussten Röntgenprojektionsmessdaten (PMD_{LE}) mit einer ersten Röntgenstrahlenenergie (E_L) und von zweiten kontrastmittelbeeinflussten Röntgenprojektionsmessdaten (PMD_{HE}) mit einer zu der ersten Röntgenstrahlenenergie (E_L) unterschiedlichen zweiten Röntgenstrahlenenergie (E_H),
 - Rekonstruieren eines ersten Bilddatensatzes (BD_{LE}) auf Basis der erfassten ersten Röntgenprojektionsmessdaten (PMD_{LE}) und eines zweiten Bilddatensatzes (BD_{HE}) auf Basis der erfassten zweiten Röntgenprojektionsmessdaten (PMD_{HE}),
 - Ermitteln eines dual-energetischen Bilddatensatzes (DEBD) auf Basis des ersten und des zweiten Bilddatensatzes (BD_{LE} , BD_{HE}),
 - Ermitteln eines Gefäßbildes (GB) auf der Basis mindestens eines der beiden Bilddatensätze (BD_{LE} , BD_{HE}),
 - Darstellen des Gefäßbildes (GB) gemeinsam mit dem dual-energetischen Bilddatensatz (DEBD) in einer kombinierten Kontrastmittel- und Gefäßdarstellung (KKG).



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Erzeugen einer kombinierten Kontrastmittel- und Gefäßdarstellung von zu untersuchendem Brustgewebe. Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren zum Erzeugen einer kombinierten Kontrastmittel- und Gefäßdarstellung von zu untersuchendem Brustgewebe werden erste kontrastmittelbeeinflusste Röntgenprojektionsmessdaten des zu untersuchenden Brustgewebes mit einer ersten Röntgenstrahlenenergie und von zweiten kontrastmittelbeeinflussten Röntgenprojektionsmessdaten mit einer zu der ersten Röntgenstrahlenenergie unterschiedlichen zweiten Röntgenstrahlenenergie erfasst. Als kontrastmittelbeeinflusst bzw. kontrastmittelunterstützt sollen Projektionsmessdaten verstanden werden, die nach Gabe eines Kontrastmittels und dessen Transport in den Untersuchungsbereich aufgenommen wurden. Auf Basis der erfassten ersten Röntgenprojektionsmessdaten wird ein erster Bilddatensatz rekonstruiert und auf Basis der erfassten zweiten Röntgenprojektionsmessdaten wird ein zweiter Bilddatensatz des zu untersuchenden Brustgewebes rekonstruiert. Unter einer Bildrekonstruktion soll in diesem Zusammenhang ein Ermitteln einer Bilddarstellung auf der Basis der erfassten Messdaten verstanden werden. Bei erfassten zweidimensionalen Messdaten kann dies zum Beispiel eine einfache Aufbereitung, insbesondere eine Entstörung oder Korrektur der vorhandenen Messdaten, welche bereits eine Bilddarstellung enthalten, bedeuten. Eine Bildrekonstruktion kann jedoch bei einer Aufnahme von Projektionsmessdaten aus verschiedenen Richtungen auch die Rekonstruktion einer dreidimensionalen Abbildung umfassen. Anschließend wird auf Basis des ersten und des zweiten Bilddatensatzes ein dual-energetischer Bilddatensatz ermittelt. Weiterhin betrifft die Erfindung ein Bilddatenerzeugungssystem.

[0002] Für die Früherkennung von Mammakarzinomen spielt die Mammographie nach wie vor eine wichtige Rolle. Bei der klassischen Mammographie wird von der weiblichen Brust eine Röntgenaufnahme erstellt. Die dabei eingesetzte Röntgenstrahlung ist eine weiche Strahlung mit einer Energie von etwa 25 bis 35 keV. Zur Detektion der Röntgenstrahlung werden direkte digitale Detektoren und indirekte digitale Detektoren verwendet, um die emittierte Röntgenstrahlung zu erfassen. Direkt digitale Detektoren wandeln die Röntgenstrahlung direkt in ein elektrisches Signal um. Indirekte digitale Detektoren dagegen wandeln die Röntgenstrahlung erst in sichtbares Licht, das anschließend in ein elektrisches Signal umgewandelt wird. Die Röntgenaufnahmen werden auf einer speziellen Mammographie-Befundstation betrachtet, welche ein oder zwei Graustufenmonitore umfasst, mit denen die Röntgenbilder bildlich dargestellt werden. Eine Anord-

nung zur zweidimensionalen Mammographie ist in **Fig. 1** gezeigt.

[0003] Um Gewebestrukturen aus der bildlichen Darstellung eliminieren zu können, die möglicherweise Läsionen überdecken, wird bei der kontrastverstärkten dual-energetischen Mammographie (CEDEM = contrast enhanced dual energy mammography = kontrastverstärkte dual-energetische Mammographie) typischerweise nach vorheriger Kontrastmittelgabe eine Hochenergieaufnahme gefolgt von einer Niedrigenergie-Mammographieaufnahme unter Beibehaltung der Brustkompression durchgeführt. Anschließend erfolgt nach einer Registrierung und einer gewichteten Subtraktion eine Erstellung eines rekombinierten Ergebnisbildes, in dem im Wesentlichen Bereiche besonders gut sichtbar dargestellt werden, in denen sich das Kontrastmittel angereichert hat. Anders ausgedrückt, werden die unterschiedlichen Röntgenstrahlenenergien derart gewählt, dass der Wert der niedrigeren Energie in der Nähe des Energiewerts der Absorptionskante des verwendeten Kontrastmittels für Röntgenstrahlung liegt und der Wert der höheren Energie weit oberhalb des Energiewerts der Absorptionskante des verwendeten Kontrastmittels für Röntgenstrahlung liegt. Beispielsweise liegt die K-Absorptionskante für Röntgenstrahlung des Kontrastmittels Iod, im Folgenden auch kurz Röntgenabsorptionskante genannt, bei 33,17 keV. Eine solche Wahl der Energiewerte für die Röntgenstrahlung für die unterschiedlichen Aufnahmen führt dazu, dass die von dem Kontrastmittel durchdrungenen Strukturen, wie zum Beispiel Läsionen, im Brustgewebe bei der Abbildung mit Röntgenstrahlung mit niedrigerer Energie deutlicher erfasst werden als bei der Abbildung mit Röntgenstrahlung mit höherer Energie. Erzeugt man ein Differenzbild aus beiden Abbildungen, so erhält man eine Abbildung der Läsionen ohne störende bzw. verdeckende Hintergrundstrukturen oder Gewebestrukturen, was ein Auffinden der Läsionen erleichtert.

[0004] Bei der herkömmlichen zweidimensionalen Mammographie besteht das Problem, dass durch die Überlagerung verschiedener Gewebestrukturen krankhafte Veränderungen im Gewebe häufig verdeckt werden, so dass sie nicht erkannt werden. Dieses Problem versucht man zu kompensieren, indem man die Brust aus zwei unterschiedlichen Winkeln, „craniocaudal“ und „mediolateral oblique“, d.h. einmal senkrecht und einmal im 45°-Winkel dazu, aufnimmt.

[0005] Die 3D-Brust-Tomosynthese bietet ein Bildgebungsverfahren, bei dem die Brust aus vielen unterschiedlichen Winkeln aufgenommen wird. Beispielsweise werden Aufnahmen in Winkeln von 15 bis 50 Grad aufgenommen. Insgesamt werden zum Beispiel zwischen 9 und 25 Aufnahmen aus unter-

schiedlichen Winkeln mit niedriger Dosis und hoher Beschleunigungsspannung aufgenommen, so dass die Gesamtdosis in etwa der einer klassischen zweidimensionalen Mammographieaufnahme entspricht. Aus den erfassten Projektionsdaten werden Bilder für einzelne Schichten des Brustgewebes errechnet. Für die Rekonstruktion einer dreidimensionalen Abbildung eines zu untersuchenden Bereichs aus den erfassten Projektionsdaten kommt beispielsweise das Verfahren der gefilterten Rückprojektion zum Einsatz. Das resultierende dreidimensionale Bild kann zu Diagnosezwecken schichtweise betrachtet werden. Da Schichten über und unter der jeweils zur Ansicht ausgewählten Schicht bei der Befundung ausgeblendet werden können, sind Gewebeveränderungen leichter zu erkennen. Ein System zur dreidimensionalen Abbildung von Brustgewebe mit Hilfe der Tomosynthese ist in **Fig. 2** dargestellt.

[0006] Die Berechnung eines rekombinierten Dual-Energy-Mammogramms aus der 3D-Brust-Tomosynthese (CEDET) ist aus DE 10 2012 215 997 A1 bekannt. Bei dieser Methode werden eine Hochenergie-Tomosynthese-Aufnahme und eine Niedrig-Energie-Tomosynthese-Aufnahme erstellt und ein Differenzbild aus den beiden Aufnahmen ermittelt.

[0007] In DE 10 2014 213 464 A1 wird ein Verfahren zur kombinierten Dual-Energie-Mammographie und Tomosynthese-Bildgebung beschrieben. Die Bildaufnahmen erfolgen bei identischer Lage und Kompression der Mamma.

[0008] In DE 10 2012 215 997 A1 wird ein Verfahren beschrieben, bei dem auf Basis von Projektionsbildsequenzen sowohl dreidimensionale als auch zweidimensionale Darstellungen von Brustgewebe erzeugt werden.

[0009] In DE 10 2014 214 772 A1 wird ein Verfahren zur Erzeugung einer Gefäßdarstellung beschrieben, wobei Blutgefäße in Abhängigkeit von einer durchströmten Fläche und einer Kontrastmittelankunftszeit selektiv dargestellt werden.

[0010] In DE 101 22 875 C1 wird ein 3D-Angio-Volumenrekonstruktionsverfahren beschrieben, wobei eine Rekonstruktion eines Gefäßbaums auf Basis eines Füllvolumendatensatzes durchgeführt wird und die dabei erzeugte Darstellung zu einem Maskenbildvolumendatensatz addiert wird.

[0011] In DE 10 2010 041 920 A1 wird die Darstellung einer Kontrastmittelkonzentration durch eine Kombination von zweidimensionalen kontrastmittelgestützten Bildaufnahmen, welche auf Basis einer nicht-temporären Subtraktion gewonnen wurden, und dreidimensionalen kontrastmittelgestützten Bild-

aufnahmen, welche aus einer temporären Subtraktion gewonnen wurden, beschrieben.

[0012] Ein Anzeichen für das Vorliegen von Gewebeveränderungen sind Gefäßstrukturen und deren Ausprägung in einem zu untersuchenden Bereich. Diese Gefäßstrukturen lassen sich allerdings in den beschriebenen kontrastverstärkten Bilddarstellungen nicht mehr erkennen. D.h., dass bei den genannten Bildgebungsverfahren der Mamma eine Gefäßdarstellung nicht möglich ist, da die Gefäßbilddaten bei einer Subtraktion der Hochenergie-Aufnahmen und der Niedrig-Energie-Aufnahmen nicht mehr in der Bilddarstellung vorhanden sind.

[0013] Es besteht also das Problem, ein Verfahren zum Erzeugen einer Bilddarstellung der Mamma mit einem im Vergleich zu einer Kontrastbilddarstellung erhöhten Informationsgehalt anzugeben.

[0014] Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren zum Erzeugen einer kombinierten Kontrastmittel- und Gefäßdarstellung von zu untersuchendem Brustgewebe gemäß Patentanspruch 1 und durch ein Bilddatenerzeugungssystem gemäß Patentanspruch 13 gelöst.

[0015] Erfindungsgemäß wird zusätzlich zu der Erzeugung einer Kontrastbilddarstellung, auch dual-energetischer Bilddatensatz genannt, ein Gefäßbild auf der Basis mindestens eines der beiden Bilddatensätze ermittelt, welche für die Erzeugung des dual-energetischen Bilddatensatzes genutzt wurden. Schließlich erfolgt eine Darstellung des Gefäßbildes gemeinsam mit dem dual-energetischen Bilddatensatz in einer kombinierten Kontrastmittel- und Gefäßdarstellung.

[0016] Die erfindungsgemäße Darstellungsform hat den Vorteil, dass sie Bildbereiche als Indikation für die Angiogenese enthält und somit als Indikator für einen Tumor genutzt werden kann. Zudem liefert die funktionale und morphologische Information in der kombinierten Darstellung einen diagnostischen Mehrwert. Weiterhin wird die Diagnose durch die fusionierte Darstellung deutlich erleichtert. Mithin wird Zeit für die Diagnosestellung gespart und folglich auch Kosten.

[0017] Das erfindungsgemäße Bilddatenerzeugungssystem weist eine Projektionsmessdatenerfassungseinheit zum Erfassen von ersten kontrastmittelbeeinflussten Röntgenprojektionsmessdaten des zu untersuchenden Brustgewebes mit einer ersten Röntgenstrahlenenergie und von zweiten kontrastmittelbeeinflussten Röntgenprojektionsmessdaten mit einer zu der ersten Röntgenstrahlenenergie unterschiedlichen zweiten Röntgenstrahlenenergie auf.

[0018] Wenn im Folgenden von Röntgenstrahlenergie gesprochen wird, ist damit in der Regel die mittlere Energie des Röntgenenergiespektrums der emittierten Röntgenstrahlen gemeint. Beispielsweise beträgt bei einer Röntgenröhrenspannung von 80 kV die mittlere Energie des Röntgenstrahlenspektrums etwa 55 keV. Als Röntgenenergiespektrum soll die Energieverteilung der von einer Röntgenröhre erzeugten Röntgenquanten verstanden werden. Üblicherweise weisen von einer Röntgenquelle emittierte Röntgenstrahlen nicht nur eine diskrete Energie auf, sondern ein ganzes Spektrum von Strahlung mit unterschiedlichen Energiewerten. Dabei lässt sich zusätzlich zu dem genannten Mittelwert der Energieverteilung der emittierten Röntgenstrahlung ein Energiewert $e \cdot U$ zuweisen, der eine minimale Wellenlänge bzw. Maximalenergie der Röntgenquanten der Röntgenstrahlung festlegt (Dieser Wert würde in dem konkreten Beispiel 80keV betragen und soll an dieser Stelle nur zur besseren Unterscheidung erwähnt werden). Teil des erfindungsgemäßen Bilddatenerzeugungssystems ist außerdem eine Bilddatenerzeugungseinheit zum Rekonstruieren eines ersten Bilddatensatzes auf Basis der erfassten ersten Röntgenprojektionsmessdaten und eines zweiten Bilddatensatzes des zu untersuchenden Brustgewebes auf Basis der erfassten zweiten Röntgenprojektionsmessdaten. Zusätzlich umfasst das erfindungsgemäße Bilddatenerzeugungssystem eine Auswertungseinheit welche unter anderem eine Dual-Energie-Bild-Ermittlungseinheit aufweist, welche dazu eingerichtet ist, einen dual-energetischen Bilddatensatz auf Basis des ersten und des zweiten Bilddatensatzes zu ermitteln. Ein dual-energetischer Bilddatensatz soll in diesem Zusammenhang eine Kontrastbilddarstellung umfassen, bei der Bereiche der Bilddarstellung, welche nicht mit dem Kontrastmittel beaufschlagt sind, eliminiert bzw. zumindest in Ihrer Intensität reduziert werden. Das erfindungsgemäße Bilddatenerzeugungssystem umfasst zudem eine Gefäßbild-Ermittlungseinheit, welche dazu eingerichtet ist, ein Gefäßbild auf der Basis mindestens eines der beiden Bilddatensätze zu ermitteln. Ein Gefäßbild soll in diesem Zusammenhang eine Bilddarstellung sein, bei der die in einem zu untersuchenden Bereich vorhandenen Blutgefäße erkennbar sind. Überdies umfasst das erfindungsgemäße Bilddatenerzeugungssystem eine Kombinationsbild-Ermittlungseinheit, welche dazu eingerichtet ist, eine kombinierte Kontrastmittel- und Gefäßdarstellung des Gefäßbildes und des dual-energetischen Bilddatensatzes zu ermitteln. Unter einer kombinierten Darstellung soll eine Darstellung verstanden werden, welche die Informationen beider Arten der Darstellung, also sowohl der Kontrastmittelbeeinflussten Darstellung als auch der Gefäßdarstellung umfasst.

[0019] Die wesentlichen Komponenten des erfindungsgemäßen Bilddatenerzeugungssystems kön-

nen zum überwiegenden Teil in Form von Softwarekomponenten ausgebildet sein. Dies betrifft insbesondere Teile der Projektionsmessdatenerfassungseinheit, der Bilddatenerzeugungseinheit und der Auswertungseinheit sowie die von dieser umfassten Einheiten wie die Dual-Energie-Bild-Ermittlungseinheit, die Gefäßbild-Ermittlungseinheit und die Kombinationsbild-Ermittlungseinheit. Grundsätzlich können diese Komponenten aber auch zum Teil, insbesondere wenn es um besonders schnelle Berechnungen geht, in Form von softwareunterstützter Hardware, beispielsweise FPGAs oder dergleichen, realisiert sein. Ebenso können die benötigten Schnittstellen, beispielsweise wenn es nur um eine Übernahme von Daten aus anderen Softwarekomponenten geht, als Softwareschnittstellen ausgebildet sein. Sie können aber auch als hardwaremäßig aufgebaute Schnittstellen ausgebildet sein, die durch geeignete Software angesteuert werden.

[0020] Eine weitgehend softwaremäßige Realisierung hat den Vorteil, dass auch schon bisher verwendete Bilddatenerzeugungssysteme auf einfache Weise durch ein Software-Update nachgerüstet werden können, um auf die erfindungsgemäße Weise zu arbeiten. Insofern wird die Aufgabe auch durch ein entsprechendes Computerprogrammprodukt mit einem Computerprogramm gelöst, welches direkt in eine Speichereinrichtung eines erfindungsgemäßen Bilddatenerzeugungssystems ladbar ist, mit Programmabschnitten, um alle Schritte des erfindungsgemäßen Verfahrens auszuführen, wenn das Computerprogramm in dem Bilddatenerzeugungssystem ausgeführt wird.

[0021] Ein solches Computerprogrammprodukt kann neben dem Computerprogramm gegebenenfalls zusätzliche Bestandteile wie z.B. eine Dokumentation und/oder zusätzliche Komponenten auch Hardware-Komponenten, wie z.B. Hardware-Schlüssel (Dongles etc.) zur Nutzung der Software, umfassen

[0022] Zum Transport zur Speichereinrichtung des Bilddatenerzeugungssystems und/oder zur Speicherung an dem Bilddatenerzeugungssystem kann ein computerlesbares Medium, beispielsweise ein Memorystick, eine Festplatte oder ein sonstiger transportabler oder fest eingebauter Datenträger dienen, auf welchem die von einer Rechereinheit des Bilddatenerzeugungssystems einlesbaren und ausführbaren Programmabschnitte des Computerprogramms gespeichert sind. Die Rechereinheit kann z.B. hierzu einen oder mehrere zusammenarbeitende Mikroprozessoren oder dergleichen aufweisen.

[0023] Die abhängigen Ansprüche sowie die nachfolgende Beschreibung enthalten jeweils besonders vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen

der Erfindung. Dabei können insbesondere die Ansprüche einer Anspruchskategorie auch analog zu den abhängigen Ansprüchen einer anderen Anspruchskategorie weitergebildet sein. Zudem können im Rahmen der Erfindung auch die verschiedenen Merkmale unterschiedlicher Ausführungsbeispiele und Ansprüche auch zu neuen Ausführungsbeispielen kombiniert werden.

[0024] In einer Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens zum Erzeugen einer kombinierten Kontrastmittel- und Gefäßdarstellung von zu untersuchendem Brustgewebe wird auf Basis eines der beiden Projektionsmessdatensätze ein Synthesebilddatensatz ermittelt. Der Synthesebilddatensatz umfasst einen Tomosynthesebilddatenensatz oder alternativ ein synthetisches Mammogramm. Auf Basis des ermittelten Synthesebilddatensatzes wird anschließend das Gefäßbild ermittelt. Ein Tomosynthesebilddatensatz umfasst vorteilhaft Informationen von Projektionen aus verschiedenen Winkeln, so dass ein synthetisches dreidimensionales Bild rekonstruiert werden kann. Auf diese Weise lassen sich Gefäßstrukturen sichtbar machen, welche sich bei einer einfachen Projektion überdecken würden und daher zumindest teilweise nicht detektierbar wären.

[0025] Das im Rahmen des erfindungsgemäßen Verfahrens zum Erzeugen einer kombinierten Kontrastmittel- und Gefäßdarstellung von zu untersuchendem Brustgewebe ermittelte Gefäßbild kann zum Beispiel aus einer Kombination der beiden ersten und zweiten Bilddatensätze ermittelt werden. Auf diese Weise lassen sich Informationen von Bilddarstellungen mit verschiedenen Kontrasten für die Gefäßdarstellung kombinieren.

[0026] Der bei dem erfindungsgemäßen Verfahren zum Erzeugen einer kombinierten Kontrastmittel- und Gefäßdarstellung von zu untersuchendem Brustgewebe ermittelte dual-energetische Bilddatensatz kann zum Beispiel einen zweidimensionalen Bilddatensatz oder einen dreidimensionalen Bilddatensatz umfassen. Eine dreidimensionale Darstellung hat den Vorteil, dass Bildinformationen von allen drei Dimensionen eines untersuchten Bereichs zur Verfügung stehen. Beispielsweise wird bei einer Brustuntersuchung verhindert, dass bei der Bilddarstellung relevante Bereiche verdeckt werden. Vorzugsweise umfasst der dual-energetische Bilddatensatz ein dual-energetisches Mammogramm. Eine Mammogrammdarstellung ist üblicherweise eine zweidimensionale Darstellung der Brust, welche einer Standarddarstellung entspricht und von dem diagnostizierenden Personal leicht verarbeitet werden kann.

[0027] Die dual-energetischen Bilddaten können zum Beispiel mit Hilfe einer Subtraktion von gewichteten Bildintensitäten der beiden Bilddatensätze

erzeugt werden. Die Bildintensitäten bzw. Intensitäten der einzelnen Bildpixel der beiden Bilddatensätze werden vorzugsweise derart gewichtet, dass Hintergrundstrukturen bei der Subtraktion der Intensitätswerte der Bilddaten verschwinden. Auf diese Weise wird eine deutlich bessere Auffindbarkeit von Läsionen erreicht, die zum Beispiel mit Tumoren in Verbindung gebracht werden können. Die Gewichtung ist abhängig von der Kompressionsdicke und der Gewebedichte der zu untersuchenden Brust.

[0028] In einer Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens zum Erzeugen einer kombinierten Kontrastmittel- und Gefäßdarstellung von zu untersuchendem Brustgewebe werden die ersten und zweiten Röntgenprojektionsmessdaten mit Hilfe eines CT-Bildgebungsverfahrens gewonnen. Mit Hilfe eines CT-Bildgebungsverfahrens lassen sich dreidimensionale hochaufgelöste Bilddarstellungen erzeugen, die zum Beispiel auch in Form einer Mehrzahl von Schnittbildern dargestellt werden können und sowohl als Gesamtbild als auch als sogenannte Schnittbilder für die Diagnose verwendet werden können.

[0029] In einer besonders bevorzugten Variante des erfindungsgemäßen Verfahrens zum Erzeugen einer kombinierten Kontrastmittel- und Gefäßdarstellung von zu untersuchendem Brustgewebe erfolgt das Ermitteln des Gefäßbildes mit Hilfe einer multiskalierenden Gefäßverstärkung auf Basis der Frangi-Methode in mindestens einem der beiden Bilddatensätze. Die Frangi-Methode ist in A.F. Frangi et al., „Multiscale vessel enhancement filtering“ in Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI' 98, W.M. Wells, A. Colchester and S.L. Delp (Eds.), Lecture Notes in Computer Science, vol. 1496 - Springer Verlag, Berlin, Germany, S. 130-137 beschrieben. Mit Hilfe der Frangi-Methode werden in einer Bilddarstellung die Gefäßdarstellung störende Anteile unterdrückt bzw. reduziert, so dass die Gefäße deutlicher hervortreten.

[0030] Alternativ kann das Ermitteln des Gefäßbildes mit Hilfe einer bevorzugt automatischen Segmentierung der Mammagefäße in mindestens einem der beiden Bilddatensätze erfolgen. Ein solches Verfahren ist in Frangi et al. ebenfalls dargestellt. Weitere Informationen zu diesem Verfahren finden sich in Staring et al. „Pulmonary Vessel Segmentation using Vessel Enhancement Filters“.

[0031] In einer bevorzugten Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens zum Erzeugen einer kombinierten Kontrastmittel- und Gefäßdarstellung von zu untersuchendem Brustgewebe erfolgt die Darstellung von Gefäßen in dem Gefäßbild in Abhängigkeit von einem Schwellwert. Dabei werden nur Gefäße dargestellt, deren zugeordnetes Bildsignal bzw. Signal/Rauschverhältnis des Bildsignals

oberhalb des Schwellwertes liegt. Vorzugsweise wird der Schwellwert aus klinischen Daten ermittelt oder ist alternativ parametrierbar. In dieser speziellen Ausgestaltung werden nur Blutgefäße mit einem bestimmten Mindestkontrast berücksichtigt, um die Darstellung zu vereinfachen und übersichtlicher zu machen.

[0032] Die Darstellung des Gefäßbildes gemeinsam mit dem dual-energetischen Bilddatensatz kann sequenziell oder simultan erfolgen. Eine sequenzielle Darstellung erlaubt das Betrachten der vollständigen Bildinformation der beiden Teildarstellungen. Dagegen ermöglicht eine simultane Darstellung eine leichte örtliche Zuordnung von Bildinformationen der beiden unterschiedlichen Bilddatensätze. Das ermittelte Gefäßbild kann im Rahmen der simultanen Darstellung mit dem dual-energetischen Bilddatensatz zu einem Überlagerungsbild fusioniert werden, in dem sowohl die durch die Kontrastmittelanreicherung hervorgehobenen Strukturen als auch die Gefäßstrukturen sichtbar sind.

[0033] In einer Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens weist die erste Röntgenstrahlenenergie einen Energiewert auf, welcher unterhalb des Energiewerts der Röntgenabsorptionskante eines zur Kontrastverstärkung angewandten Kontrastmittels liegt und die zweite Röntgenstrahlenenergie einen Energiewert auf, welcher oberhalb des Energiewerts der Röntgenabsorptionskante des zur Kontrastverstärkung angewandten Kontrastmittels liegt. Alternativ können auch beide Energiewerte der ersten und der zweiten Röntgenstrahlenenergie oberhalb des Energiewerts der Röntgenabsorptionskante des zur Kontrastverstärkung angewandten Kontrastmittels liegen, wobei der erste der beiden Energiewerte einen niedrigen Energiewert, d.h. einen Energiewert nahe bei dem Energiewert der Röntgenabsorptionskante aufweist und der zweite Energiewert einen hohen Energiewert umfasst, d.h. weit entfernt von dem Energiewert der Röntgenabsorptionskante liegt, so dass bei einer Bildaufnahme mit der ersten Energie eine kontrastverstärkte Bildgebung erfolgt und bei einer Bildaufnahme mit der zweiten Energie eine nicht-kontrastverstärkte Bildgebung erfolgt.

[0034] Wie bereits erwähnt, soll unter einer hohen Energie ein Energiewert verstanden werden, der deutlich oberhalb eines Energiewerts der Absorptionskante, insbesondere der K-Absorptionskante, des eingesetzten Kontrastmittels liegt. Unter einer niedrigen Energie soll wiederum ein Energiewert verstanden werden, der unterhalb oder nahe bei einem Energiewert der Röntgenabsorptionskante, insbesondere der K-Absorptionskante, des eingesetzten Kontrastmittels liegt. Als Niedrigenergie-Aufnahme soll in diesem Zusammenhang auch eine Standardenergie-Aufnahme verstanden werden, mit der übli-

cherweise eine Mammographie durchgeführt wird. Energien für eine solche Aufnahme liegen üblicherweise bei 23 keV bis 35 keV.

[0035] Bei der Erzeugung eines Überlagerungsbildes ist die Gewichtung der Komponenten des Überlagerungsbildes vorzugsweise parametrierbar. Beispielsweise kann die Parametrierung vom Bedienpersonal an spezifische Anforderungen individuell angepasst werden.

[0036] Außerdem kann das fusionierte Überlagerungsbild farbkodiert sein. Eine Farbkodierung ermöglicht in einer Bilddarstellung die Darstellung einer zu der graphischen Darstellung zusätzlichen Dimension, welche zusätzliche ortsabhängige Eigenschaften der dargestellten Strukturen repräsentiert.

[0037] In einer besonders illustrativen Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens zum Erzeugen einer kombinierten Kontrastmittel- und Gefäßdarstellung von zu untersuchendem Brustgewebe werden Bereiche, denen unterschiedliche Signalstärken-Schwellwerte zugeordnet sind, im Gefäßbild farblich unterschiedlich dargestellt. Auf diese Weise lässt sich eine Art Karte erstellen, mit der unterschiedliche Gefäßkonzentrationen im Bild sichtbar gemacht werden können.

[0038] Die Erfindung wird im Folgenden unter Hinweis auf die beigefügten Figuren anhand von Ausführungsbeispielen noch einmal näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 ein herkömmliches Mammographiesystem zur zweidimensionalen Röntgenbildaufnahme einer Brust,

Fig. 2 ein herkömmliches Thomosynthesesystem zur dreidimensionalen Röntgenbildaufnahme einer Brust,

Fig. 3 ein Flussdiagramm, welches ein Verfahren zum Erzeugen einer kombinierten Kontrastmittel- und Gefäßdarstellung von zu untersuchendem Brustgewebe gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung veranschaulicht,

Fig. 4 eine Kontrastbilddarstellung im Vergleich mit einer kombinierten Kontrast- und Gefäßdarstellung,

Fig. 5 ein Blockdiagramm, mit dem ein Bilddatenerzeugungssystem gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung dargestellt wird.

[0039] In **Fig. 1** ist ein System 10 zur zweidimensionalen Röntgenbildgebung der Brust, auch Mammographiesystem genannt, beschrieben. Das Mammographiesystem 10 umfasst eine Röntgenquelle 1, von der aus Röntgenstrahlung 2 fächerartig, d.h. in einem sich orthogonal zur Ausbreitungsrichtung

aufweitenden Strahl, in Richtung einer Brust 4 abgestrahlt wird. Die Brust 4 liegt auf einem Objektstisch 5 auf und wird von einer Kompressionsplatte 3 gegen den Objektstisch 5 gepresst. Auf diese Weise wird die Dicke der Brust in Ausbreitungsrichtung der Röntgenstrahlung, d.h. in z-Richtung reduziert. Mit der Reduzierung der Dicke des von der Röntgenstrahlung durchleuchteten Objekts geht eine Verminderung der Streustrahlung einher. Ein Teil der auf die Brust 4 einfallenden Röntgenstrahlung wird absorbiert. Der Rest der auf die Brust 4 einfallenden Röntgenstrahlung wird transmittiert und von einem Bildsensor 6 erfasst.

[0040] In Fig. 2 ist ein herkömmliches Tomosynthesystem 20 zur dreidimensionalen Röntgenbildaufnahme einer Brust 4 gezeigt. Das Tomosynthesystem 20 umfasst anders als das in Fig. 1 gezeigte 2D-Mammographiesystem 10 eine um den Objektmittelpunkt M drehbare Röntgenquelle 1, mit der Röntgenbildaufnahmen von der Brust 4 aus verschiedenen Richtungen bzw. Winkeln durchführbar sind. Auch das in Fig. 2 gezeigte Tomosynthesystem 20 umfasst eine Kompressionsplatte 3, welche die zu untersuchende Brust 4 gegen einen Objektstisch 5 presst. Die zu untersuchende Brust 4 wird von der Röntgenquelle 1 aus verschiedenen Winkeln bestrahlt, wobei eine Mehrzahl von Einzelbildern der Brust 4 von einem Röntgendetektor 6 erfasst werden. Aus den Einzelbildern wird ein dreidimensionales Schichtbild berechnet, welches eine schichtweise Untersuchung des Gewebes der Brust 4 ermöglicht.

[0041] In Fig. 3 ist ein Flussdiagramm 300 gezeigt, mit dem ein Verfahren zum Erzeugen einer kombinierten Kontrastmittel- und Gefäßdarstellung KKG von zu untersuchendem Brustgewebe 4 veranschaulicht ist. Vor dem Start des Bildgebungsverfahrens wird dem Patienten üblicherweise ein Kontrastmittel in die Blutbahn injiziert. Das Kontrastmittel gelangt über Blutgefäße auch in die Brust. Blutgefäße befinden sich in der Brust vor allem an den Stellen, an denen Läsionen vorhanden sind. Bei dem Schritt 3.I werden erste Röntgenprojektionsmessdaten PMD_{LE} des zu untersuchenden Brustgewebes mit einer niedrigeren Röntgenstrahlenenergie E_L , d.h. mit einer Röntgenstrahlenenergie, welche im Bereich der Absorptionskante für Röntgenstrahlen des Kontrastmittels liegt, erfasst. Weiterhin werden bei dem Schritt 3.II zweite Röntgenprojektionsdaten PMD_{HE} mit einer höheren Röntgenstrahlenenergie E_H , d.h. mit einer Röntgenstrahlenenergie, deren Energiewert weit oberhalb des Energiewerts der Absorptionskante für Röntgenstrahlen des Kontrastmittels liegt, erfasst.

[0042] Bei dem Schritt 3.III werden aus den erfassten Röntgenprojektionsmessdaten PMD_{LE} , PMD_{HE} erste und zweite Bilddaten BD_{LE} , BD_{HE} rekonstruiert.

Anschließend erfolgt bei dem Schritt 3.IV eine Ermittlung eines dual-energetischen Bilddatensatzes DEBD auf Basis der ersten und zweiten Bilddaten BD_{LE} , BD_{HE} erzeugt wird. Beispielsweise werden die Bildintensitäten I_{DEBD} des dual-energetischen Bilddatensatzes DEBD wie folgt ermittelt:

$$I_{DEBD} = \ln(I_{BDHE}) - w * \ln(I_{BDLE}), \quad (1)$$

wobei w die Gewichtung der Bildintensitäten in Abhängigkeit von der Dicke und der Art des zu untersuchenden Gewebes repräsentiert und I_{BDLE} , I_{BDHE} die Bildintensitäten der ersten und zweiten Bilddatensätze BD_{LE} , BD_{HE} umfassen und I_{DEBD} die Bildintensität des dual-energetischen Bilddatensatzes repräsentiert. Das ermittelte dual-energetische Bild DEBD bildet die durch das Kontrastmittel verstärkten hervortretenden Bereiche des zu untersuchenden Brustgewebes ab, in denen Läsionen auftreten. Um zusätzlich auch die Blutgefäßstrukturen des Brustgewebes darstellen zu können, wird bei dem Schritt 3.IV ein Gefäßbild GB auf Basis eines der beiden Bilddatensätze, in diesem Fall der erste Bilddatensatz BD_{LE} , erzeugt. Die Abbildung der Gefäße erfolgt durch eine multiskalierende Gefäßverstärkung basierend auf der Frangi-Methode FM bei dem Schritt 3.IVa sowie einer nachfolgenden, bei dem Schritt 3.IVb erzeugten Darstellung von Gefäßen, deren Bildintensität I_{GB} über einem vorbestimmten Schwellwert SW liegt. Bei dem Schritt 3.V werden schließlich die ermittelten Bilddaten, d.h. der dual-energetische Bilddatensatz DEBD sowie das Gefäßbild GB, simultan auf einem Bildschirm graphisch dargestellt und für eine Brustkrebsdiagnose zur Verfügung gestellt. Dabei werden in dem in Fig. 3 beschriebenen Ausführungsbeispiel die genannten Bilddatensätze DEBD, GB einander zu einem kombinierten Bild KKG überlagert.

[0043] In Fig. 4 ist in einem linken Teilbild die Darstellung eines dual-energetischen Bildes DEBD, welches nach einer Gabe eines Iod-Kontrastmittels erzeugt wurde, veranschaulicht. In dem linken Teilbild sind Läsionen 41, 42 zu erkennen. Weiterhin ist in Fig. 4 in einem rechten Teilbild eine beispielhafte Darstellung eines fusionierten Bildes KKG aus einem dual-energetischen Bild DEBD, welches nach einer Gabe eines Iod-Kontrastmittels erzeugt wurde, und einem Gefäßbild GB gezeigt. In dem rechten Teilbild sind zusätzlich zu den Läsionen 41, 42 auch Gefäße 43 zu erkennen, welche in dem linken Teilbild nicht zu erkennen sind.

[0044] In Fig. 5 ist ein Bilddatenerzeugungssystem 50 gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung schematisch dargestellt. Teil des Bilddatenerzeugungssystems 50 ist eine Röntgenprojektionsdatenaufnahmeeinheit 51. Die Röntgenprojektionsdatenaufnahmeeinheit 51 umfasst Funktionseinheiten, welche es ermöglichen, erste und zweite Projek-

tionsmessdaten PMD_{LE} , PMD_{HE} , welche mit Röntgenstrahlung mit unterschiedlichen Energiespektren erzeugt wurden, zu akquirieren. Diese Funktionseinheiten können also zum Beispiel ein Mammographiesystem 10 oder ein Tomosynthesesystem 20 umfassen, wie sie in **Fig. 1** und **Fig. 2** dargestellt sind, oder auch andere bildgebende Systeme, wie zum Beispiel ein CT-System.

[0045] Die von der Röntgenprojektionsdaten-Aufnahmeeinheit 51 erfassten Projektionsmessdaten PMD_{LE} , PMD_{HE} werden an eine Bilddatenerzeugungseinheit 52 übermittelt. Die Bilddatenerzeugungseinheit 52 erzeugt auf Basis der erfassten ersten und zweiten Röntgenprojektionsdaten PMD_{LE} , PMD_{HE} erste und zweite Bilddatensätze BD_{LE} , BD_{HE} . Die erzeugten Bilddatensätze werden anschließend an eine Auswertungseinheit 53 übermittelt. Die Auswertungseinheit 53 umfasst eine Kontrastbild-Ermittlungseinheit 53a, welche auf Basis der bei verschiedenen Röntgenenergien aufgenommenen Bilddatensätze BD_{LE} , BD_{HE} ein dual-energetisches Kontrastbild DEBD erzeugt. Die Auswertungseinheit 53 weist zudem eine Gefäßbild-Ermittlungseinheit 53b auf. Die Gefäßbild-Ermittlungseinheit 53b erhält ebenfalls zumindest einen der ersten und zweiten Bilddatensätze BD_{LE} , BD_{HE} , in diesem Fall den Niedrigenergie-Bilddatensatz BD_{LE} . Auf Basis des Niedrigenergie-Bilddatensatzes BD_{LE} wird von der Gefäßbild-Ermittlungseinheit 53b ein Gefäßbild GB erzeugt. Die Auswertungseinheit 53 umfasst zudem eine Kombinationsbild-Ermittlungseinheit 53c. Die Kombinationsbild-Ermittlungseinheit 53c erhält von der Kontrastbild-Ermittlungseinheit 53a die rekonstruierten dual-energetischen Kontrastbilddaten DEBD und empfängt von der Gefäßbild-Ermittlungseinheit 53b die von dieser erzeugten Gefäßbilddaten GB. Auf Basis der empfangenen Bilddaten DEBD, GB erzeugt die Kombinationsbild-Ermittlungseinheit 53c eine kombinierte Kontrast-Gefäß-Darstellung KKG eines zu untersuchenden Brustbereichs. Die ermittelten Daten zur Kontrast-Gefäß-Darstellung KKG werden anschließend über eine Ausgangsschnittstelle 54 des Bilddatenerzeugungssystems 50 an eine Bilddarstellungseinheit (nicht gezeigt) übermittelt. Die Bilddarstellungseinheit kann zum Beispiel eine Bildschirmeinheit umfassen, auf der die kombinierte Kontrast-Gefäß-Darstellung KKG abgebildet wird.

[0046] Es wird abschließend noch einmal darauf hingewiesen, dass es sich bei den vorbeschriebenen Verfahren und Vorrichtungen lediglich um bevorzugte Ausführungsbeispiele der Erfindung handelt und dass die Erfindung vom Fachmann variiert werden kann, ohne den Bereich der Erfindung zu verlassen, soweit er durch die Ansprüche vorgegeben ist. Das erfindungsgemäße Verfahren wurde im Zusammenhang mit der Aufnahme eines zweidimensionalen Mammogramms und der Aufnahme einer dreidi-

mensionalen Tomosynthese-Abbildung beschrieben. Die Erfindung umfasst jedoch auch die Bilddarstellung mit Hilfe anderer bildgebender Verfahren, wie zum Beispiel die Computertomographie. In Zusammenhang mit der Anwendung von Röntgenstrahlen mit hoher Energie und niedriger Energie sind die Begriffe „hoch“ und „niedrig“ relativ zu der Energie der Röntgenabsorptionskante eines vorab gegebenen Kontrastmittels zu verstehen. Es wird der Vollständigkeit halber auch darauf hingewiesen, dass die Verwendung der unbestimmten Artikel „ein“ bzw. „eine“ nicht ausschließt, dass die betreffenden Merkmale auch mehrfach vorhanden sein können. Ebenso schließt der Begriff „Einheit“ nicht aus, dass diese aus mehreren Komponenten besteht, die gegebenenfalls auch räumlich verteilt sein können.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Erzeugen einer kombinierten Kontrastmittel- und Gefäßdarstellung (KKG) von zu untersuchendem Brustgewebe (4), aufweisend die Schritte:

- Erfassen von ersten Kontrastmittelbeeinflussten Röntgenprojektionsmessdaten (PMD_{LE}) mit einer ersten Röntgenstrahlenenergie (E_L) und von zweiten Kontrastmittelbeeinflussten Röntgenprojektionsmessdaten (PMD_{HE}) mit einer zu der ersten Röntgenstrahlenenergie (E_L) unterschiedlichen zweiten Röntgenstrahlenenergie (E_H),
- Rekonstruieren eines ersten Bilddatensatzes (BD_{LE}) auf Basis der erfassten ersten Röntgenprojektionsmessdaten (PMD_{LE}) und eines zweiten Bilddatensatzes (BD_{HE}) auf Basis der erfassten zweiten Röntgenprojektionsmessdaten (PMD_{HE}),
- Ermitteln eines dual-energetischen Bilddatensatzes (DEBD) auf Basis des ersten und des zweiten Bilddatensatzes (BD_{LE} , BD_{HE}),
- Ermitteln eines Gefäßbildes (GB) auf der Basis mindestens eines der beiden Bilddatensätze (BD_{LE} , BD_{HE}),
- Darstellen des Gefäßbildes (GB) gemeinsam mit dem dual-energetischen Bilddatensatz (DEBD) in einer kombinierten Kontrastmittel- und Gefäßdarstellung (KKG).

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei

- auf Basis eines der beiden Projektionsmessdatensätze (PMD_{LE} , PMD_{HE}) ein Synthesebilddatensatz, umfassend einen Tomosynthesebilddatensatz oder ein synthetisches Mammogramm, ermittelt wird und
- auf Basis des ermittelten Synthesebilddatensatzes das Gefäßbild (GB) ermittelt wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, wobei das Gefäßbild (GB) aus einer Kombination der beiden ersten und zweiten Bilddatensätze (BD_{LE} , BD_{HE}) ermittelt wird.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei der dual-energetische Bilddatensatz (DEBD) einen zweidimensionalen Bilddatensatz oder einen dreidimensionalen Bilddatensatz umfasst und vorzugsweise ein dual-energetisches Mammogramm umfasst.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei die ersten und zweiten Röntgenprojektionsmessdaten (PMD_{LE} , PMD_{HE}) mit Hilfe eines CT-Bildgebungsverfahrens gewonnen werden.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei das Ermitteln des Gefäßbildes (GB) mit Hilfe einer multiskalierenden Gefäßverstärkung auf Basis der Frangi-Methode (FM) erfolgt oder alternativ mit Hilfe einer bevorzugt automatischen Segmentierung der Mammagefäße in dem mindestens einen der beiden Bilddatensätze (BD_{LE} , BD_{HE}) erfolgt.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei die Darstellung von Gefäßen in dem Gefäßbild (GB) in Abhängigkeit von einem Schwellwert (SW) erfolgt, wobei nur Gefäße dargestellt werden, deren zugeordnetes Bildsignal (I_{BG}) bzw. das Signal/Rauschverhältnis des Bildsignals oberhalb des Schwellwertes (SW) liegt und vorzugsweise der Schwellwert (SW) aus klinischen Daten ermittelt wird oder parametrierbar ist.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, wobei die Darstellung des Gefäßbildes (GB) gemeinsam mit dem dual-energetischen Bilddatensatz (DEBD) sequenziell oder simultan erfolgt und/oder das ermittelte Gefäßbild (GB) mit dem dual-energetischen Bilddatensatz (DEBD) zu einem Überlagerungsbild fusioniert wird, in dem sowohl die durch die Kontrastmittelanreicherung hervorgehobenen Strukturen als auch die Gefäßstrukturen sichtbar sind.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei die erste Röntgenstrahlenenergie (E_L) einen Energiewert aufweist, welcher unterhalb des Energiewerts der Röntgenabsorptionskante eines zur Kontrastverstärkung angewandten Kontrastmittels liegt und die zweite Röntgenstrahlenenergie (E_H) einen Energiewert aufweist, welcher oberhalb des Energiewerts der Röntgenabsorptionskante des zur Kontrastverstärkung angewandten Kontrastmittels liegt oder beide Energiewerte (E_L , E_H) der ersten und der zweiten Röntgenstrahlenenergie oberhalb des Energiewerts der Röntgenabsorptionskante des zur Kontrastverstärkung angewandten Kontrastmittels liegen, wobei der erste (E_L) der beiden Energiewerte (E_L , E_H) nahe bei dem Energiewert der Röntgenabsorptionskante liegt und der zweite Energiewert (E_H) weit entfernt von dem Energiewert der Röntgenabsorptionskante liegt, derart, dass bei einer Bildaufnahme mit der ersten Energie (E_L) eine

kontrastverstärkte Bildgebung erfolgt und bei einer Bildaufnahme mit der zweiten Energie (E_H) eine nicht-kontrastverstärkte Bildgebung erfolgt.

10. Verfahren nach Anspruch 8 oder 9, wobei die Gewichtung der Komponenten des Überlagerungsbildes parametrierbar ist.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 10, wobei das fusionierte Überlagerungsbild farbkodiert ist.

12. Verfahren nach Anspruch 11, wobei Bereiche, denen unterschiedliche Signalstärken-Schwellwerte (SW) zugeordnet sind, im Gefäßbild (GB) farblich unterschiedlich dargestellt werden.

13. Bilddatenerzeugungssystem (50), aufweisend:

- eine Projektionsdatenerfassungseinheit (51) zum Erfassen von ersten kontrastmittelbeeinflussten Röntgenprojektionsmessdaten (PMD_{LE}) mit einer ersten Röntgenstrahlenenergie (E_L) und von zweiten kontrastmittelbeeinflussten Röntgenprojektionsmessdaten (PMD_{HE}) mit einer zu der ersten Röntgenstrahlenenergie (E_L) unterschiedlichen zweiten Röntgenstrahlenenergie (E_H),
- eine Bilddatenerzeugungseinheit (52) zum Rekonstruieren eines ersten Bilddatensatzes (BD_{LE}) auf Basis der erfassten ersten Röntgenprojektionsmessdaten (PMD_{LE}) und eines zweiten Bilddatensatzes (BD_{HE}) des zu untersuchenden Brustgewebes (4) auf Basis der erfassten zweiten Röntgenprojektionsmessdaten (PMD_{HE}),
- eine Auswertungseinheit (53), umfassend:
 - eine Dual-Energie-Bild-Ermittlungseinheit (53a), welche dazu eingerichtet ist, einen dual-energetischen Bilddatensatz (DEBD) auf Basis des ersten und des zweiten Bilddatensatzes (BD_{LE} , BD_{HE}) zu ermitteln,
 - eine Gefäßbild-Ermittlungseinheit (53b), welche dazu eingerichtet ist, ein Gefäßbild (GB) auf der Basis mindestens eines der beiden Bilddatensätze (BD_{LE} , BD_{HE}) zu ermitteln,
 - eine Kombinationsbild-Ermittlungseinheit (53c), welche dazu eingerichtet ist, eine kombinierte Kontrastmittel- und Gefäßdarstellung (KKG) des Gefäßbildes (GB) und des dual-energetischen Bilddatensatzes (DEBD) zu ermitteln.

14. Computerprogrammprodukt mit einem Computerprogramm, welches direkt in eine Speichereinheit eines Bilddatenerzeugungssystems (50) nach Anspruch 13 ladbar ist, mit Programmabschnitten, um alle Schritte des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 12 auszuführen, wenn das Computerprogramm in dem Bilddatenerzeugungssystem (50) ausgeführt wird.

15. Computerlesbares Medium, auf welchem von einer Rechereinheit eines Bilddatenerzeugungssystems (50) nach Anspruch 13 einlesbare und ausführbare Programmabschnitte gespeichert sind, um alle Schritte des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 12 auszuführen, wenn die Programmabschnitte von der Rechereinheit des Bilddatenerzeugungssystems (50) ausgeführt werden.

Es folgen 5 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1 Stand der Technik

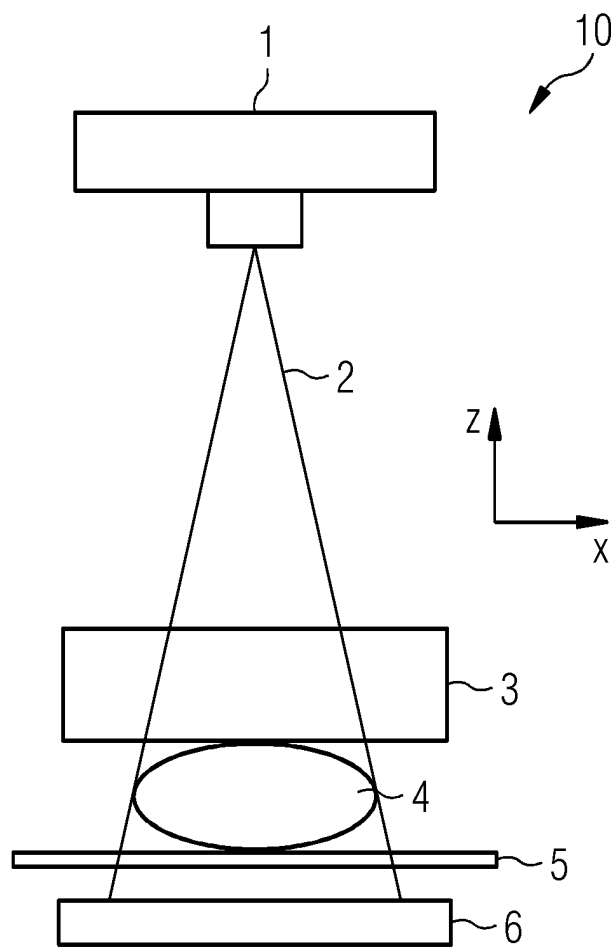


FIG 2 Stand der Technik

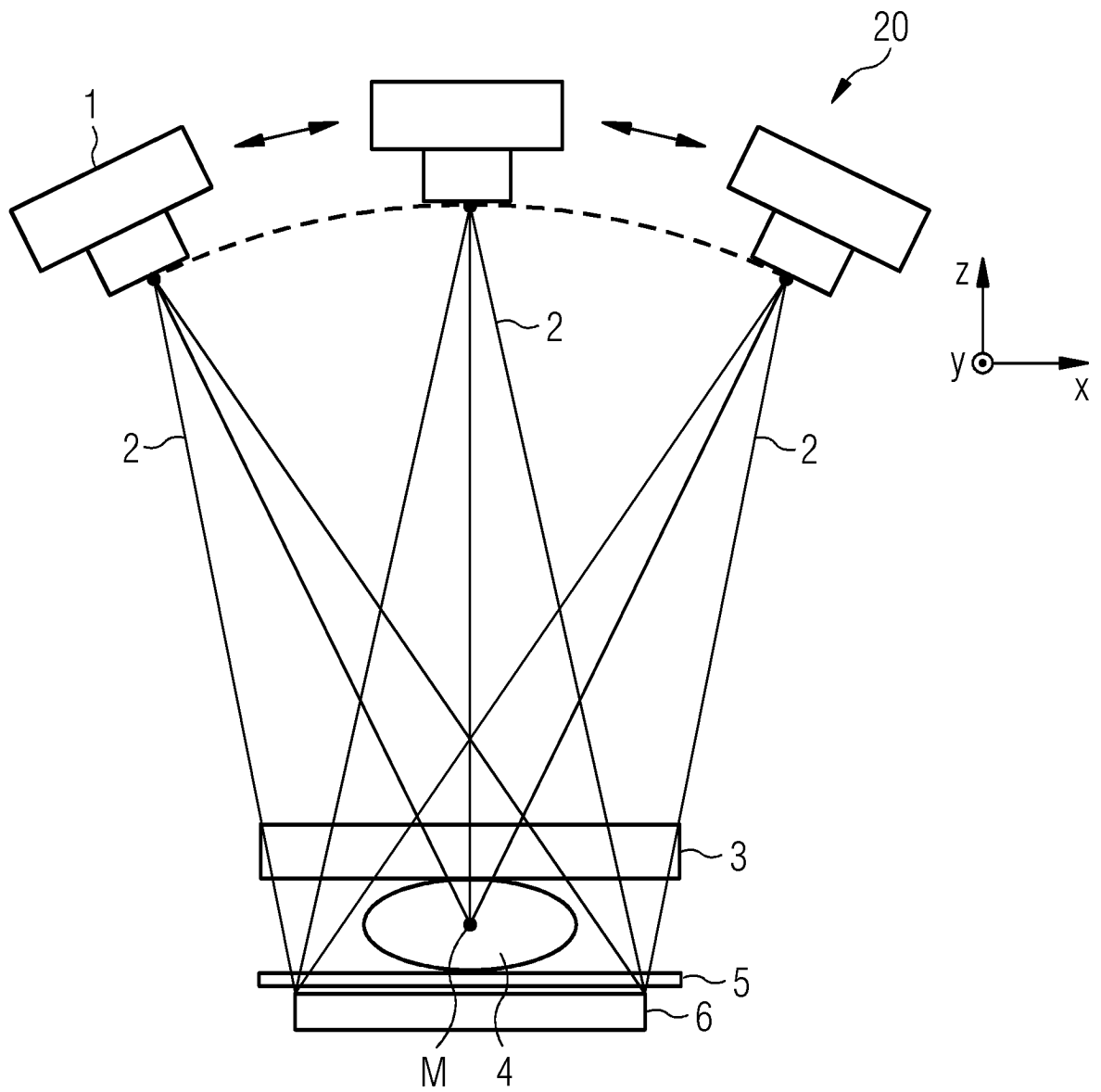


FIG 3

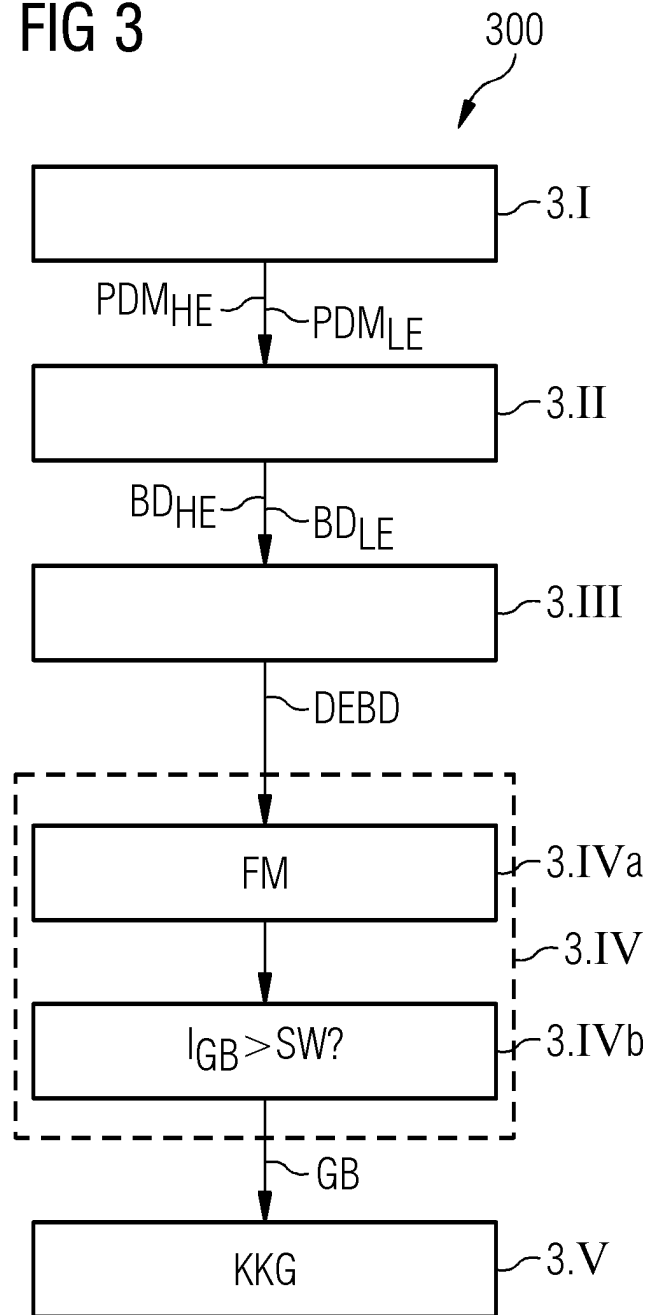
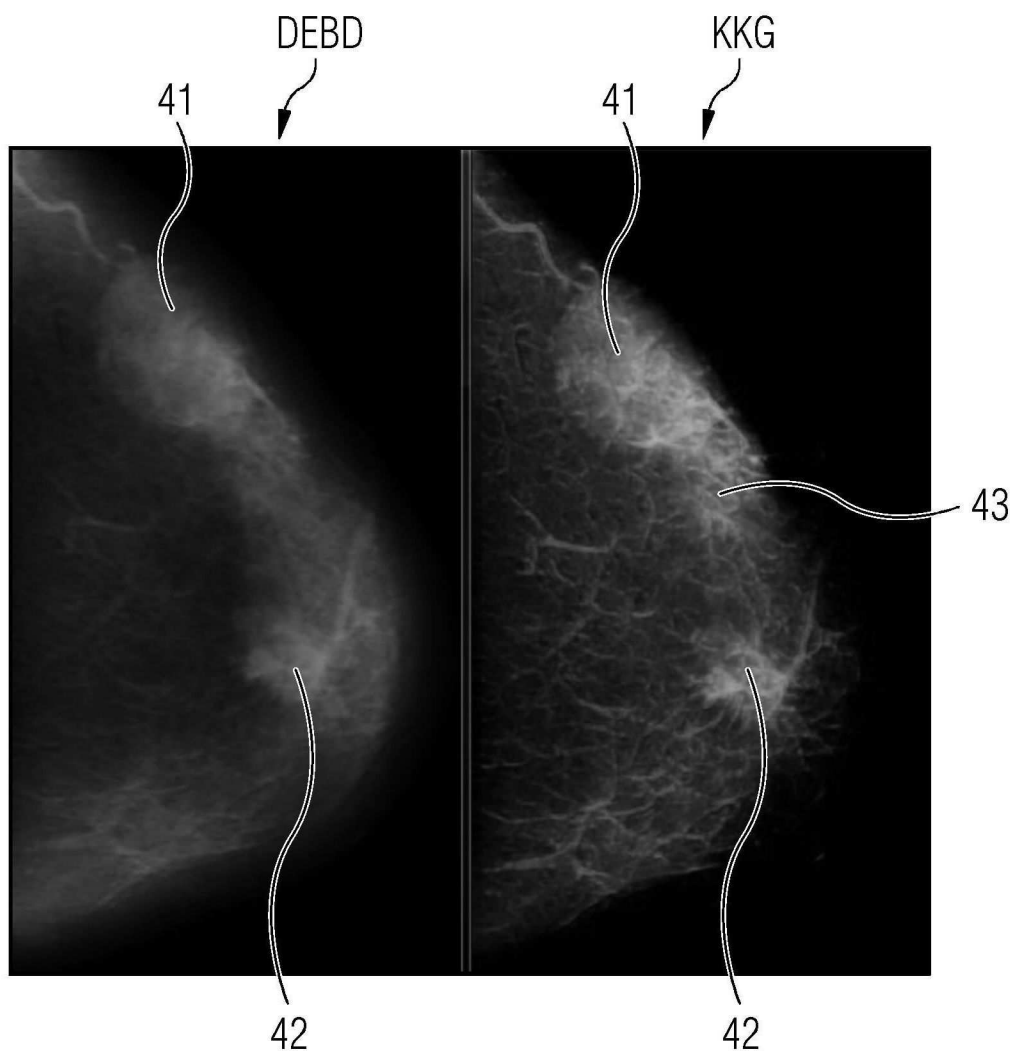


FIG 4



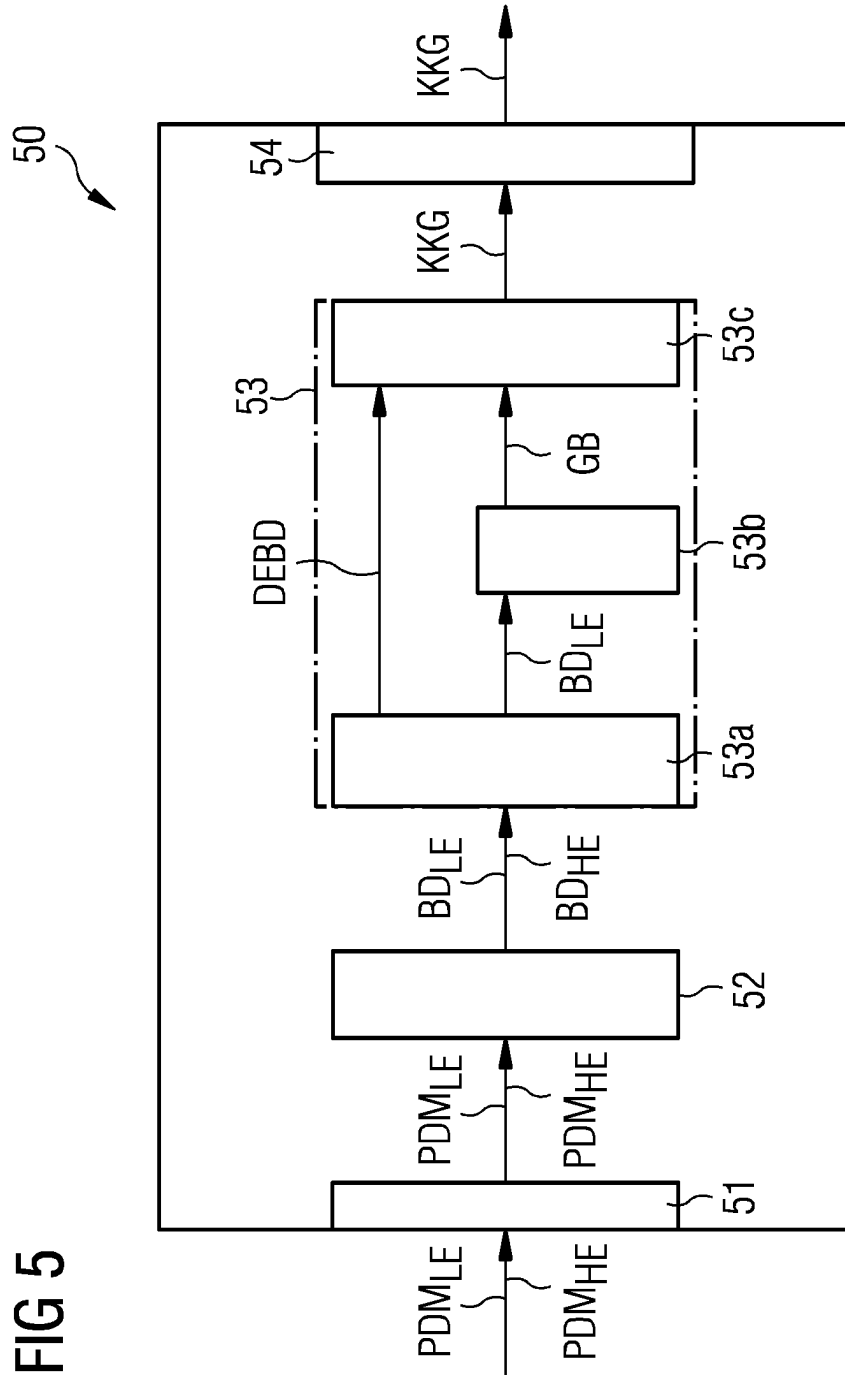


FIG 5