



(10) **DE 10 2012 215 825 A1** 2014.03.06

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2012 215 825.1**  
(22) Anmeldetag: **06.09.2012**  
(43) Offenlegungstag: **06.03.2014**

(51) Int Cl.: **A61B 19/00** (2006.01)  
**A61B 6/03** (2006.01)  
**A61B 5/055** (2006.01)

(71) Anmelder:  
**Siemens Aktiengesellschaft, 80333, München, DE**

(56) Ermittelter Stand der Technik:  
**DE 10 2006 018 348 A1**

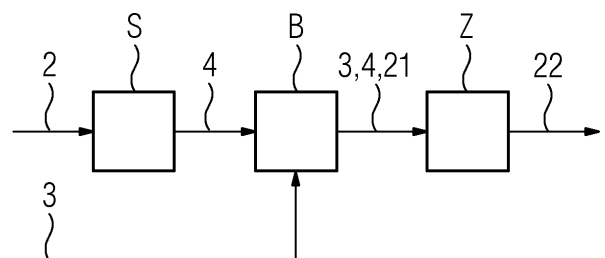
(72) Erfinder:  
**Schmidt, Sebastian, Dr., 91085, Weisendorf, DE**

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

(54) Bezeichnung: **Bestimmung eines flächigen Untersuchungsbereiches**

(57) Zusammenfassung: Das beanspruchte Verfahren zur Bestimmung eines flächigen Untersuchungsbereiches (1) beruht auf der Aufnahme eines ersten sowie eines zweiten dreidimensionalen medizinischen Bildes (2, 3), wobei die beiden Bilder (2, 3) jeweils mindestens einen identischen Untersuchungsbereich (1) abbilden, wobei das zweite Bild (3) mittels eines Radiopharmakons und mittels einer anderen Modalität als das erste Bild (2) aufgenommen wurde. Das erste Bild wird in einem Schritt S segmentiert, sodass der Untersuchungsbereich (1) in dem segmentierten, ersten Bild (4) durch eine zweidimensionale Fläche repräsentiert wird, wodurch eine Bestimmung (B) des Abstandes zwischen den Bildelementen des zweiten Bildes (3) sowie den die Fläche (5) bildenden Bildelementen des segmentierten, ersten Bildes (4) mittels eines gemeinsamen Koordinatensystems der beiden Bilder (2, 3) ermöglicht wird. Schließlich erfolgt eine Zuordnung (Z) von Bildelementen des zweiten Bildes (3) zu den die Fläche bildenden Bildelementen des segmentierten, ersten Bildes (4), abhängig von einem Kriterium bezüglich des Abstands.



**Beschreibung**

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein Verfahren sowie ein System zur Bestimmung eines flächigen Untersuchungsbereiches; die Erfindung betrifft weiterhin ein Computerprogrammprodukt sowie ein computerlesbares Medium.

**[0002]** Bildgebende Geräte wie ein Magnetresonanztomograph (MRT) oder ein Computertomograph (CT) bieten eine hervorragende Auflösung, aber nur geringen spezifischen Kontrast zur Darstellung von Tumoren. Insbesondere zur Darstellung flächiger Tumore entlang seröser Häute, beispielweise des Brustfells oder Bauchfells, sind diese Verfahren nur bedingt geeignet. Ein Positronenemissionstomograph (PET) erzielt unter Einsatz von Radiopharmaka, die sich in Tumoren ansammeln und dann in Positronen zerfallen, einen hohen spezifischen Kontrast. Allerdings ist die Ortsauflösung eines PET der eines MRT und CT unterlegen. Bei der Darstellung von flächigen Tumoren entlang seröser Häute mittels eines PET kommt es weiterhin zu einem Partialvolumeneffekt: an Stellen, an denen das Bauchfell mehrfach gefaltet ist, beispielsweise bei Darmschlingen, erscheint das Signal stärker, an anderen Stellen dagegen schwächer. Die Bilder sind daher schwierig zu interpretieren. Daraus resultiert das Problem, dass aufgrund falscher Informationen falsche Therapieentscheidungen gefällt werden.

**[0003]** Aus DE 10 2006 047 373 A1 ist ein System zur Segmentierung eines Ziel-Organ tumors aus einem Bild bekannt. Das System enthält einen Hintergrundmodellbilder, wobei der Hintergrundmodellbilder eine Intensitätsverteilungsabschätzung der Voxel in einem Organbereich in einem Bild verwendet, um ein Hintergrundmodell zu bilden. Weiterhin enthält das System einen Vordergrundmodellbilder, wobei der Vordergrundmodellbilder eine Intensitätsverteilungsabschätzung der Voxel in einem Ziel-Organ tumor verwendet, um ein erstes Vordergrundmodell zu bilden. Außerdem enthält da System einen Tumorbereichslokalisierer, wobei der Tumorbereichslokalisierer das Hintergrundmodell und das erste Vordergrundmodell verwendet, um den Ziel-Organ tumor zu segmentieren, um ein erstes Segmentierungsergebnis zu erhalten.

**[0004]** Es ist Aufgabe der Erfindung die Zuverlässigkeit bei der Bestimmung eines flächigen Untersuchungsbereiches, insbesondere eines Tumors entlang einer serösen Haut, zu verbessern.

**[0005]** Die Aufgabe wird gelöst durch ein Verfahren nach Anspruch 1, durch ein Computerprogrammprodukt nach Anspruch 10 sowie durch ein System nach Anspruch 12.

**[0006]** Nachstehend wird die erfindungsgemäße Lösung der Aufgabe in Bezug auf das beanspruchte System als auch in Bezug auf das beanspruchte Verfahren beschrieben. Hierbei erwähnte Merkmale, Vorteile oder alternative Ausführungsformen sind ebenso auch auf die anderen beanspruchten Gegenstände zu übertragen und umgekehrt. Mit anderen Worten können die gegenständlichen Ansprüche (die beispielsweise auf ein System gerichtet sind) auch mit den Merkmalen, die in Zusammenhang mit einem Verfahren beschrieben oder beansprucht sind, weitergebildet sein. Die entsprechenden funktionalen Merkmale des Verfahrens werden dabei durch entsprechende gegenständliche Module ausgebildet.

**[0007]** Das beanspruchte Verfahren zur Bestimmung eines flächigen Untersuchungsbereiches beruht auf der Aufnahme eines ersten sowie eines zweiten dreidimensionalen medizinischen Bildes, wobei das erste und das zweite Bild jeweils mindestens einen identischen Untersuchungsbereich abbilden, wobei das zweite Bild mittels eines Radiopharmakons und mittels einer anderen Modalität als das erste Bild aufgenommen wurde. Die Erfindung beruht auf der Idee, das erste Bild so zu segmentieren, dass der Untersuchungsbereich in dem segmentierten, ersten Bild durch eine zweidimensionale Fläche repräsentiert wird, wodurch eine Bestimmung des Abstandes zwischen den Bildelementen des zweiten Bildes sowie den die Fläche bildenden Bildelementen des segmentierten ersten Bildes mittels eines gemeinsamen Koordinatensystems des ersten Bildes sowie des zweiten Bildes ermöglicht wird. Schließlich erfolgt eine Zuordnung von Bildelementen des zweiten Bildes zu den die Fläche bildenden Bildelementen des segmentierten, ersten Bildes, abhängig von einem Kriterium bezüglich des Abstands zwischen den Bildelementen des zweiten Bildes zu den die Fläche bildenden Bildelementen des segmentierten ersten Bildes. Dadurch werden die Vorteile einer spezifischen, die Zerfallsprozesse eines Radiopharmakons detektierenden Modalität einer komplementären Modalität so verknüpft, dass die Zuverlässigkeit bei der Bestimmung eines flächigen Untersuchungsbereiches, insbesondere eines Tumors entlang seröser Häute, verbessert wird.

**[0008]** In einer weiteren Ausführungsform handelt es sich bei dem Untersuchungsbereich um einen Tumor entlang einer serösen Haut. Dies hat den Vorteil, dass Tumore mittels eines Radiopharmakons mit besonders hohem spezifischem Kontrast bildlich dargestellt werden können.

**[0009]** In einer weiteren Ausführungsform handelt es sich bei der Modalität zur Aufnahme des zweiten Bildes um einen Positronenemissionstomographen (PET), der eine besonders hohe Signalsensitivität aufweist.

**[0010]** In einer weiteren Ausführungsform handelt es sich bei der Modalität zur Aufnahme des zweiten Bildes um einen Einzelphotonen-Emissionscomputertomographen (SPECT), der eine günstige Variante darstellt um mittels eines Radiopharmakons hohen spezifischen Kontrast zu erreichen.

**[0011]** In einer weiteren Ausführungsform handelt es sich bei der Modalität zur Aufnahme des ersten Bildes um einen Magnetresonanztomographen (MRT), der eine besonders hohe räumliche Auflösung aufweist.

**[0012]** In einer weiteren Ausführungsform handelt es sich bei der Modalität zur Aufnahme des ersten Bildes um einen Computertomographen (CT), der ebenfalls eine besonders hohe räumliche Auflösung aufweist.

**[0013]** In einer weiteren Ausführungsform werden das erste Bild und das zweite Bild simultan oder direkt hintereinander mit demselben medizinischen Gerät aufgenommen wurden, so dass die beiden Bilder bereits bei der Rekonstruktion über ein gemeinsames Koordinatensystem verfügen.

**[0014]** In einer weiteren Ausführungsform ist das Kriterium der geringste Abstand zwischen den Bildelementen des zweiten Bildes und den die Fläche bildenden Bildelementen des segmentierten ersten Bildes, wodurch eine Identifizierung der Information des zweiten Bildes mit der des ersten Bildes in besonders einfacher Form möglich ist.

**[0015]** Eine weitere Ausführungsform umfasst die Darstellung der Zuordnung in Form einer graphischen Ausgabe, umfassend eine Farb- und/oder Helligkeitskodierung der Fläche entsprechend der Intensität der den jeweiligen Bildelementen der Fläche zugeordneten Bildelemente des zweiten Bildes, wodurch die Verknüpfung der Information der beiden Bilder auf besonders leicht zu interpretierende Art und Weise repräsentiert wird.

**[0016]** Eine weitere Ausführungsform umfasst ein Computerprogrammprodukt mit einem Computerprogramm, aufrufbar in den internen Speicher eines Computers, zum Durchführen des Verfahrens zur Bestimmung eines flächigen Untersuchungsbereiches, so dass die Schritte des Verfahrens schnell, identisch wiederholbar und robust ausgeführt werden können.

**[0017]** Eine weitere Ausführungsform umfasst ein computerlesbares Medium, auf dem das Computerprogrammprodukt ausführbar gespeichert ist.

**[0018]** Die genannten vorteilhaften Ausführungsformen des Verfahrens zur Bestimmung eines flächigen Untersuchungsbereiches können insbesondere mit folgendem System durchgeführt werden bzw. mit einem System, dass zur Durchführung der Ausführungsformen ausgelegt ist und auf folgendem System

beruht: System zur Bestimmung eines flächigen Untersuchungsbereiches, umfassend folgende Einheiten:

- Aufnahmeeinheit, ausgelegt zur Aufnahme eines ersten dreidimensionalen medizinischen Bildes mittels einer ersten Modalität, sowie ausgelegt zur Aufnahme eines zweiten dreidimensionalen medizinischen Bildes mittels eines Radiopharmakons sowie einer zweiten Modalität, wobei sich die erste und zweite Modalität unterscheiden, wobei das erste und das zweite Bild jeweils mindestens einen identischen Untersuchungsbereich abbilden,
- Segmentiereinheit, ausgelegt zur Segmentierung eines ersten Bildes, so dass der Untersuchungsbereich durch eine zweidimensionale Fläche repräsentiert wird,
- Bestimmungseinheit, ausgelegt zur Bestimmung eines Abstandes zwischen den die Fläche bildenden Bildelementen des segmentierten, ersten Bildes sowie den Bildelementen des zweiten Bildes mittels der Registrierung,
- Zuordnungseinheit, ausgelegt zur Zuordnung von Bildelementen des zweiten Bildes zu den die Fläche bildenden Bildelementen des segmentierten ersten Bildes, abhängig von eines Kriteriums bezüglich des Abstands zwischen den Bildelementen des zweiten Bildes zu den die Fläche bildenden Bildelementen des segmentierten ersten Bildes.

**[0019]** Im Folgenden wird die Erfindung anhand der in den Figuren dargestellten Ausführungsbeispiele näher beschrieben und erläutert.

**[0020]** Es zeigen:

**[0021]** Fig. 1 ein Flussdiagramm eines Verfahrens zur Bestimmung eines flächigen Untersuchungsbereiches,

**[0022]** Fig. 2 ein Systems zur Bestimmung eines flächigen Untersuchungsbereiches,

**[0023]** Fig. 3 ein bildhaftes Beispiel der Bestimmung eines flächigen Untersuchungsbereiches, und

**[0024]** Fig. 4 ein erweitertes System zur Bestimmung eines flächigen Untersuchungsbereiches.

**[0025]** Fig. 1 zeigt ein Flussdiagramm eines Verfahrens zur Bestimmung B eines flächigen Untersuchungsbereiches 1. Ein solcher Untersuchungsbereich 1 kann grundsätzlich jede flächig geformte Körperregion eines Patienten 7 sein. Insbesondere eignet sich das hier angegebene Verfahren zur Bestimmung B von Tumoren 27 entlang einer serösen Haut. Das Verfahren beruht auf der Aufnahme eines ersten Bildes 2 sowie eines zweiten Bildes 3, bei denen es sich jeweils um ein dreidimensionales medizinisches

Bild handelt, das jeweils einen identischen Untersuchungsbereich **1** abbildet, und wobei das zweite Bild **3** mittels eines Radiopharmakons und mittels einer anderen Modalität als das erste Bild **2** aufgenommen wurde.

**[0026]** Bei einem medizinischen Bild handelt es sich um ein Bild, das durch ein bildgebendes medizinisches Gerät **19** zu medizinischen Zwecken, vorwiegend zur Diagnose, aufgenommen wird. Im Folgenden werden die Begriffe „medizinisches Bild“ und „Bild“ synonym verwendet. Weiterhin können im Sinne der vorliegenden Anmeldung Bilder insbesondere vorverarbeitete, also gefilterte oder zu Schnittbildern rekonstruierte Bilder sein. Bei einem dreidimensionalen Bild handelt es sich um einen Datensatz, der ein Volumen darstellt. Ein dreidimensionales Bild kann insbesondere in Form eines Stapels zweidimensionaler (Schnitt-)Bilder vorliegen.

**[0027]** „Identisch“ bedeutet hier, dass derselbe Untersuchungsbereich **1** im Sinne einer medizinisch-funktionellen Einheit, z.B. ein bestimmtes Organ, in demselben Patienten **7** abgebildet wird. „Identisch“ im Sinne der Anmeldung schließt auch Untersuchungsbereiche **1** mit ein, die zwischen der Aufnahme des ersten Bildes **2** sowie des zweiten Bildes **3**, z.B. durch ein Medikament oder ein Radiopharmakon, in ihrer Funktion oder anderen Eigenschaften beeinflusst werden.

**[0028]** Für das im Folgenden beschriebene Verfahren ist es besonders sinnvoll, wenn das erste Bild **2** mittels der Modalität eines MRT oder CT aufgenommen wurde. Denn diese Techniken bieten eine hohe räumliche Auflösung. Allerdings lässt sich mit ihnen nur schwer ein spezifischer Kontrast erzeugen, z.B. zwischen einem Tumor **27** entlang einer serösen Haut sowie einem umliegenden Gewebe. Weiterhin können Kontrastmittel zum Einsatz kommen, um die spätere Segmentierung **S** des Untersuchungsbereiches **1** in dem ersten Bild **2**, aufgenommen mittels eines MRT oder CT, zu erleichtern. Ein solches Kontrastmittel ist z.B. eine Suspension, die Bariumsulfat enthält, und der Darstellung von Speiseröhre, Magen und Darm dient. Weiterhin sind iodhaltige Kontrastmittel weit verbreitet.

**[0029]** Bei einer Aufnahme des ersten Bildes **2** mittels eines MRT können besondere Sequenzen und Verfahren zum Einsatz kommen, um die Bildqualität zu erhöhen und damit die spätere Segmentierung **S** zu erleichtern, z.B. Chemical Shift Imaging, Dixon Verfahren, in-phase-opposed-phase.

**[0030]** Weiterhin ist es vorteilhaft das zweite Bild **3** mittels der Modalität eines PET oder SPECT aufzunehmen. Bei diesen Techniken wird dem Patienten **7** ein Radiopharmakon, auch als Tracer bekannt, verabreicht, typischer Weise wird es ihm in

Form einer Lösung injiziert. Beispiele für Radiopharmaka sind  $^{18}\text{F}$ -Fluorodeoxyglucose oder  $^{11}\text{C}$ Cholin. Die Zerfallsprodukte des Radiopharmakons werden in Form hochenergetischer Photonen detektiert. Bestimmte Radiopharmaka haben die Eigenschaft sich in bestimmten Gewebstypen anzureichern, z.B. reichert sich  $^{11}\text{C}$ Cholin in Tumoren **27** an, da Tumorzellen durch ihre schnellere Vermehrung einen erhöhten Bedarf an Cholin aufweisen. Das zweite Bild **3** kann also hochspezifische Informationen liefern, allerdings sind die Auflösung solcher spezifischer Modalitäten wie PET und SPECT begrenzt. Daher ist es erstrebenswert die hohe räumliche Auflösung von Modalitäten wie MRT oder CT mit der spezifischen Information von Modalitäten wie PET oder SPECT zu kombinieren.

**[0031]** Im ersten Schritt des beanspruchten Verfahrens wird das erste Bild **2** segmentiert, so dass der Untersuchungsbereich **1** in dem segmentierten, ersten Bild **4** durch eine zweidimensionale Fläche **5** repräsentiert wird. Die Segmentierung **S** erfolgt beispielsweise durch ein Schwellwertverfahren oder durch ein regionenorientiertes Verfahren wie das sogenannte Region Growing oder das sogenannte Region Splitting oder mit Hilfe von Kantenextraktion. Eine solche Fläche **5** ist dabei typischer Weise als Kontur in einem dreidimensionalen Raum ausgebildet. Weiterhin ist auch eine Segmentierung **S** des zweiten Bildes sinnvoll, um den Rechenaufwand der folgenden Schritte zu verringern.

**[0032]** Weiterhin wird der Abstand zwischen den Bildelementen des zweiten Bildes **3** sowie den die Fläche **5** bildenden Bildelementen des segmentierten ersten Bildes **1** mittels der Registrierung **R** bestimmt. Bei den Bildelementen kann es sich um sogenannte Voxel bzw. Pixel handeln. Die Segmentierung **S** des ersten Bildes **2** (und ggf. die Segmentierung **S** des zweiten Bildes **3**) beeinflusst die Abstandssuche nicht wesentlich, da die Segmentierung **S** nur zu einer Auswahl der Bildelemente führt. Daher lässt sich der gesuchte Abstand in dem gemeinsamen Koordinatensystem leicht berechnen, das Ergebnis sind die Abstandsdaten **21**. Werden das erste Bild **2** und das zweite Bild **3** simultan oder direkt hintereinander durch dasselbe medizinische Gerät **19** aufgenommen, so verfügen die Bilder typischer Weise bereits durch ihre Rekonstruktion über ein gemeinsames Koordinatensystem.

**[0033]** Die Zuordnung **Z** von Bildelementen des zweiten Bildes **3** zu den die Fläche **5** bildenden Bildelementen des segmentierten, ersten Bildes **4**, abhängig von einem Kriterium bezüglich des Abstands zwischen den Bildelementen des zweiten Bildes **3** zu den die Fläche **5** bildenden Bildelementen des segmentierten ersten Bildes **4**, ermöglicht nun die Vorteile einer hochauflösenden Modalität mit denen einer hochspezifischen Modalität zu kombinieren. Ein

solches Kriterium ist der geringste Abstand zwischen den Bildelementen des zweiten Bildes **3** und den die Fläche **5** bildenden Bildelementen des segmentierten ersten Bildes **4**. Das Ergebnis der Zuordnung  $Z$  sind die Ausgabedaten **22**, die nun die Informationen des ersten Bildes **2** sowie des zweiten Bildes **3** miteinander kombinieren, und zwar auf solche Art und Weise, dass die im zweiten Bild **3** visualisierte Untersuchungsbereiches **1** klar einer anatomischen Struktur, die den Untersuchungsbereich **1** umgibt, oder den der Untersuchungsbereich **1** einschließt, zugeordnet werden kann. Dies ermöglicht z.B. die genaue Ausdehnung eines flächigen Tumors **27** entlang seröser Häute zu bestimmen und damit die bestmögliche Therapieform zu wählen. Wird z.B. die Ausdehnung eines solchen Tumors **27** unterschätzt oder falsch lokalisiert, kann das zu einer fehlerhaften Operationsplanung führen.

**[0034]** Fig. 2 zeigt ein System zur Bestimmung  $B$  eines flächigen Untersuchungsbereiches **1**. Das System ist dabei als Vorrichtung ausgebildet. Das abgebildete System ist insbesondere zur Durchführung des in Fig. 1 beschriebenen Verfahrens ausgebildet. Die Steuerungseinheit  $StE$  ist zusammen mit der Aufnahmeeinheit  $AE$  zur Aufnahme von Rohdaten **25** ausgebildet. Die Steuerungseinheit  $StE$  übergibt dabei Steuerungswerte **23** an die Aufnahmeeinheit  $AE$ , die z.B. die Röntgenröhrenspannung im Falle einer Röntgenröhre als Strahlungsquelle **8** angeben. Bei Rohdaten **25** handelt es sich um Daten, die direkt vom Strahlungsdetektor **9**, detektiert werden und nicht zur Darstellung  $D$  geeignet sind, z.B. Spannungswerte oder Elektronendichten. Die Rekonstruktionseinheit  $ReE$  ist ausgebildet zur Rekonstruktion des ersten Bildes **2** sowie des zweiten Bildes **3** aus den Rohdaten **25**. Die Segmentierungseinheit  $SE$  ist ausgelegt zur Segmentierung  $S$  von Bildern, insbesondere zur Segmentierung  $S$  des ersten Bildes **2** sowie des zweiten Bildes **3**. Die Bestimmungseinheit  $BE$  ist ausgebildet zur Durchführung der Bestimmung  $B$  und die Zuordnungseinheit  $ZE$  ist ausgebildet zur Durchführung der Zuordnung  $Z$ . Die Segmentierungseinheit  $SE$ , die Bestimmungseinheit  $BE$  und die Zuordnungseinheit  $ZE$  sind zu einer Bildverarbeitungseinheit **10** zusammengefasst. Eine solche Bildverarbeitungseinheit **10** kann als ein Computerprogrammprodukt ausgebildet sein, die einzelnen Einheiten können aber auch als einzelne Computerprogrammprodukte oder als Hardware ausgebildet sein. Bei den Schnittstellen **11** handelt es sich um allgemein bekannte Hard- oder Software-Schnittstellen **11**, z.B. um die Hardware-Schnittstellen **11** PCI-Bus, USB oder Firewire.

**[0035]** Fig. 3 zeigt ein bildhaftes Beispiel der Bestimmung  $B$  eines flächigen Untersuchungsbereiches **1**. Durch die Segmentierung  $S$  des ersten Bildes **2** entsteht ein segmentiertes, erstes Bild **4**. In diesem Fall handelt es sich bei dem Untersuchungsbereich **1**, der

hier als bereits segmentierte Fläche **5** dargestellt ist, um das Bauchfell eines Patienten **7**. Das hier gezeigte segmentierte, erste Bild **4** zeigt nur eine zweidimensionale Ansicht, also ein Schnittbild durch den kompletten Datensatz des segmentierten, ersten Bildes **4**. Der Untersuchungsbereich **1** wird als eine sich im dreidimensionalen Raum ausgedehnte Fläche **5** segmentiert. In diesem Sinne handelt es sich bei dem segmentierten, zweiten Bild **24** auch um Schnittbild, das auf einem dreidimensionalen Datensatz beruht. Bei den im zweiten, segmentierten Bild **24** erkennbaren Strukturen handelt es sich um eine Repräsentation von verschiedenen Tumoren **27** im Bauchraum des Patienten **7**. Die Tumore **27** sind mit Hilfe eines Radiopharmakons aufgenommen worden. Das segmentierte erste Bild **4** und das segmentierte zweite Bild **24** sind bereits registriert. Deshalb kann die Bestimmung  $B$  des Abstandes zwischen den Bildelementen des segmentierten, zweiten Bildes **24** sowie den die Fläche **5** bildenden Bildelementen des segmentierten ersten Bildes **4** mittels der Registrierung  $R$  erfolgen. Das Zwischenbild **26** fasst die Informationen des segmentierten ersten Bildes **4**, des segmentierten zweiten Bildes **24** sowie der Bestimmung  $B$  zusammen. Weiterhin erfolgt eine Zuordnung  $Z$  von Bildelementen des zweiten, segmentierten Bildes **24** zu den die Fläche **5** bildenden Bildelementen des segmentierten, ersten Bildes **4**, abhängig von einem Kriterium bezüglich des Abstands zwischen den Bildelementen des zweiten, segmentierten Bildes **3** zu den die Fläche **5** bildenden Bildelementen des segmentierten ersten Bildes **4**. Dann erfolgt die Darstellung  $D$  der Zuordnung  $Z$  in Form einer graphischen Ausgabe **12** auf einer Ausgabeeinheit **13**. Entsprechend der Intensität der den jeweiligen Bildelementen der Fläche **5** zugeordneten Bildelemente des zweiten, segmentierten Bildes **24** kann eine Farb- und/oder Helligkeitskodierung der Fläche **5** bei der Darstellung  $D$  vorgenommen werden. Hier sind die hellen Bereiche der den jeweiligen Bildelementen der Fläche **5** zugeordneten Bildelemente des zweiten, segmentierten Bildes **24** fett gezeichnet. Farbkodierung kann z.B. darin bestehen jeder Intensität einen Wert der Hue-Skala zuzuweisen. Als Grundlagen zur Farb- und/oder Helligkeitskodierung kann z.B. der so genannte Standardized Uptake Value (SUV) dienen, der die Nuklidanreicherung zeit- und gewichtsabhängig beschreibt. Weiterhin kann die Darstellung  $D$  auch eine dreidimensionale graphische Ausgabe **12** umfassen.

**[0036]** Fig. 4 zeigt ein erweitertes System zur Bestimmung  $B$  eines flächigen Untersuchungsbereiches **1**, umfassend ein medizinisches Gerät **19** in Form eines kombinierten CT-PET mit einer Aufnahmeeinheit  $AE$ , die eine Strahlungsquelle **8** sowie einen Strahlungsdetektor **9** aufweist. Bei dem Strahlungsemitter **8** für ein CT handelt es sich typischer Weise um eine Röntgenröhre. Bei dem Strahlungsdetektor **9** für ein CT-PET handelt es sich typischer Wei-

se um einen Zeilen- oder Flachdetektor, er kann aber auch als Szintillatorzähler oder CCD Kamera ausgebildet sein. Insbesondere können zwei unterschiedliche Strahlungsdetektoren **9** in der Aufnahmeeinheit AE für die unterschiedlichen Modalitäten (CT, PET) verbaut sein. Es kann sich bei dem medizinischen Gerät **19** beispielsweise auch um ein kombiniertes MRT-PET, CT-SPECT oder MRT-SPECT handeln. Bei einem MRT verfügt die Aufnahmeeinheit AE über wenigstens eine HF-Spule. Eine einzelne HF-Spule kann dabei sowohl als Strahlungsemitter **8** als auch als Strahlungsdetektor **9** für den MRT ausgebildet sein. Es kann sich bei der HF-Spule insbesondere um eine lokale Spule, z.B. um eine Kopf- oder Kniespule handeln.

**[0037]** Bei der Aufnahme eines medizinischen Bildes liegt der Patient **7** auf einer Patientenliege **6**, die so mit einem Liegensockel **16** verbunden ist, dass er die Patientenliege **6** mit dem Patienten **7** trägt. Die Patientenliege **6** bewegt den Patienten **7** entlang einer Aufnahmeichtung durch die Öffnung **18** der Aufnahmeeinheit AE. Während dieser Bewegung wird ein Bild des Untersuchungsbereiches **1** des Patienten **7** erstellt.

**[0038]** Die Aufnahmen der Aufnahmeeinheit AE werden zur Verarbeitung und/oder Darstellung an einen Computer **15** gesendet. In der hier gezeigten Ausführungsform weist der Computer **15** sowohl eine Steuerungseinheit StE zur Steuerung der Aufnahmeeinheit AE als auch eine Bildverarbeitungseinheit **10** sowie eine Rekonstruktionseinheit ReE auf, die jeweils näher in **Fig. 2** beschrieben sind. Weiterhin verfügen der Computer **15** sowie die Aufnahmeeinheit AE Schnittstellen **11** auf, damit Daten wie die Rohdaten **25** oder die Steuerungswerte **23** an jeweils andere Einheiten übertragen werden können. Die Steuerungseinheit StE, die Bildverarbeitungseinheit **10** sowie die Rekonstruktionseinheit ReE können sowohl in Form von Hard- als auch von Software ausgebildet sein. Typischer Weise sind diese Einheiten in Form eines Computerprogrammprodukts ausgebildet, das in den internen Speicher des Computers **15** aufgerufen werden können.

**[0039]** Sowohl die Steuerungseinheit StE als auch die Bildverarbeitungseinheit **10** oder einzelne Einheiten der Bildverarbeitungseinheit **10** können auf unterschiedlichen Computern **15** laufen. Z.B. kann die Bildverarbeitungseinheit **10** auf einem Server laufen, während die Steuerungseinheit StE als Teil des medizinischen Geräts **19** ausgebildet ist.

**[0040]** Typischer Weise ist das Computerprogrammprodukt mit Hilfe eines computerlesbaren Mediums **21** in den Speicher des Computers **15** geladen worden. Bei dem computerlesbaren Medium **14** kann es sich beispielsweise auch um eine DVD, einen USB-Stick, eine Festplatte oder eine Diskette handeln.

**[0041]** Die Datenverarbeitungseinheit **15** ist mit einer Ausgabeeinheit **13** sowie einer Eingabeeinheit **17** verbunden. Bei der Ausgabeeinheit **13** handelt es sich beispielsweise um einen (oder mehrere) LCD-, Plasma- oder OLED-Bildschirm(e). Die Ausgabe **12** auf der Ausgabeeinheit **13** dient der Darstellung der ursprünglichen Bilddaten des ersten Bildes **2** sowie des zweiten Bildes **3** sowie aller weiterverarbeiteten Daten. Die Ausgabe **12** ist weiterhin geeignet eine graphische Benutzeroberfläche zur Auswahl einer bestimmten Darstellungsform der Daten anzuzeigen. Bei der Eingabeeinheit **17** handelt es sich beispielsweise um eine Tastatur, eine Maus, einen sogenannten Touchscreen oder auch um ein Mikrofon zur Spracheingabe.

**[0042]** Obwohl die Erfindung im Detail durch die bevorzugten Ausführungsbeispiele näher illustriert und beschrieben wurde, so ist die Erfindung nicht durch die offenbarten Beispiele eingeschränkt und andere Variationen können vom Fachmann hieraus abgeleitet werden, ohne den Schutzbereich der Erfindung zu verlassen. Insbesondere können Verfahrensschritte in einer anderen als den angegebenen Reihenfolgen durchgeführt werden.

**ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG**

*Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.*

**Zitierte Patentliteratur**

- DE 102006047373 A1 [0003]

## Patentansprüche

1. Verfahren zur Bestimmung eines flächigen Untersuchungsgebietes (1) anhand eines ersten sowie eines zweiten dreidimensionalen medizinischen Bildes (2, 3), wobei das erste und das zweite Bild (2, 3) jeweils mindestens einen identischen Untersuchungsgebiet (1) abbilden, wobei das zweite Bild (3) mittels eines Radiopharmakons und mittels einer anderen Modalität als das erste Bild (2) aufgenommen wurde, umfassend die folgenden Schritte:

- Segmentierung (S) des ersten Bildes (2), so dass der Untersuchungsgebiet (1) in dem segmentierten, ersten Bild (4) durch eine zweidimensionale Fläche (5) repräsentiert wird,
- Bestimmung (B) des Abstandes zwischen den Bildelementen des zweiten Bildes (3) sowie den die Fläche (5) bildenden Bildelementen des segmentierten ersten Bildes (4) mittels eines gemeinsame Koordinatensystems des ersten Bildes (2) sowie des zweiten Bildes (3),
- Zuordnung (Z) von Bildelementen des zweiten Bildes (3) zu den die Fläche (5) bildenden Bildelementen des segmentierten, ersten Bildes (4), abhängig von einem Kriterium bezüglich des Abstands zwischen den Bildelementen des zweiten Bildes (3) zu den die Fläche (5) bildenden Bildelementen des segmentierten ersten Bildes (4).

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei es sich bei dem Untersuchungsgebiet (1) um einen Tumor (27) entlang einer serösen Haut handelt.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, wobei es sich bei der Modalität zur Aufnahme des zweiten Bildes (3) um einen Positronenemissionstomographen handelt.

4. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, wobei es sich bei der Modalität zur Aufnahme des zweiten Bildes (3) um einen Einzelphotonen-Emissionscomputertomographen handelt.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei es sich bei der Modalität zur Aufnahme des ersten Bildes (2) um einen Magnetresonanztomographen handelt.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei es sich bei der Modalität zur Aufnahme des ersten Bildes (2) um einen Computertomographen handelt.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei das erste Bild (2) und das zweite Bild (3) simultan oder direkt hintereinander mit demselben medizinischen Gerät (19) aufgenommen wurden.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, wobei das Kriterium der geringste Abstand zwischen

den Bildelementen des zweiten Bildes (3) und den die Fläche (5) bildenden Bildelementen des segmentierten ersten Bildes (4) ist.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, weiterhin umfassend folgenden Schritt:

- Darstellung (D) der Zuordnung (Z) in Form einer graphischen Ausgabe (12), umfassend eine Farb- und/oder Helligkeitskodierung der Fläche (5) entsprechend der Intensität der den jeweiligen Bildelementen der Fläche (5) zugeordneten Bildelemente des zweiten Bildes (3) umfasst.

10. Computerprogrammprodukt, aufrufbar in den internen Speicher eines Computers (15), umfassend ein Computerprogramm zur Durchführung der Schritte eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 9.

11. Computerlesbares Medium (14), auf dem das Computerprogrammprodukt nach Anspruch 10 ausführbar gespeichert ist.

12. System (10) zur Bestimmung eines flächigen Untersuchungsgebietes (1), umfassend folgende Einheiten:

- Aufnahmeeinheit (AE), ausgelegt zur Aufnahme eines ersten dreidimensionalen medizinischen Bildes (2) mittels einer ersten Modalität, sowie ausgelegt zur Aufnahme eines zweiten dreidimensionalen medizinischen Bildes (3) mittels eines Radiopharmakons sowie einer zweiten Modalität, wobei sich die erste und zweite Modalität unterscheiden, wobei das erste und das zweite Bild (2, 3) jeweils mindestens einen identischen Untersuchungsgebiet (1) abbilden,
- Segmentiereinheit (SE), ausgelegt zur Segmentierung (S) eines ersten Bildes (2), so dass der Untersuchungsgebiet (1) durch eine zweidimensionale Fläche (5) repräsentiert wird,
- Bestimmungseinheit (BE), ausgelegt zur Bestimmung (B) eines Abstandes zwischen den die Fläche (5) bildenden Bildelementen des segmentierten, ersten Bildes (4) sowie den Bildelementen des zweiten Bildes (3) mittels der Registrierung (R),
- Zuordnungseinheit (ZE), ausgelegt zur Zuordnung (Z) von Bildelementen des zweiten Bildes (3) zu den die Fläche (5) bildenden Bildelementen des segmentierten ersten Bildes (4), abhängig von eines Kriteriums bezüglich des Abstands zwischen den Bildelementen des zweiten Bildes (3) zu den die Fläche bildenden Bildelementen des segmentierten ersten Bildes (4).

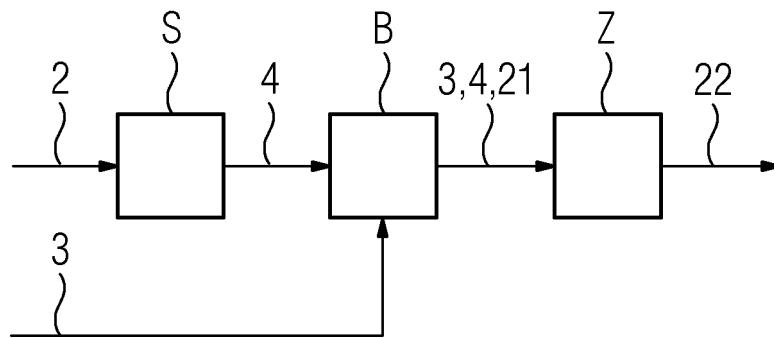
13. System (10) nach Anspruch 12, ausgelegt zur Durchführung eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 9.

Es folgen 4 Seiten Zeichnungen



Anhängende Zeichnungen

FIG 1



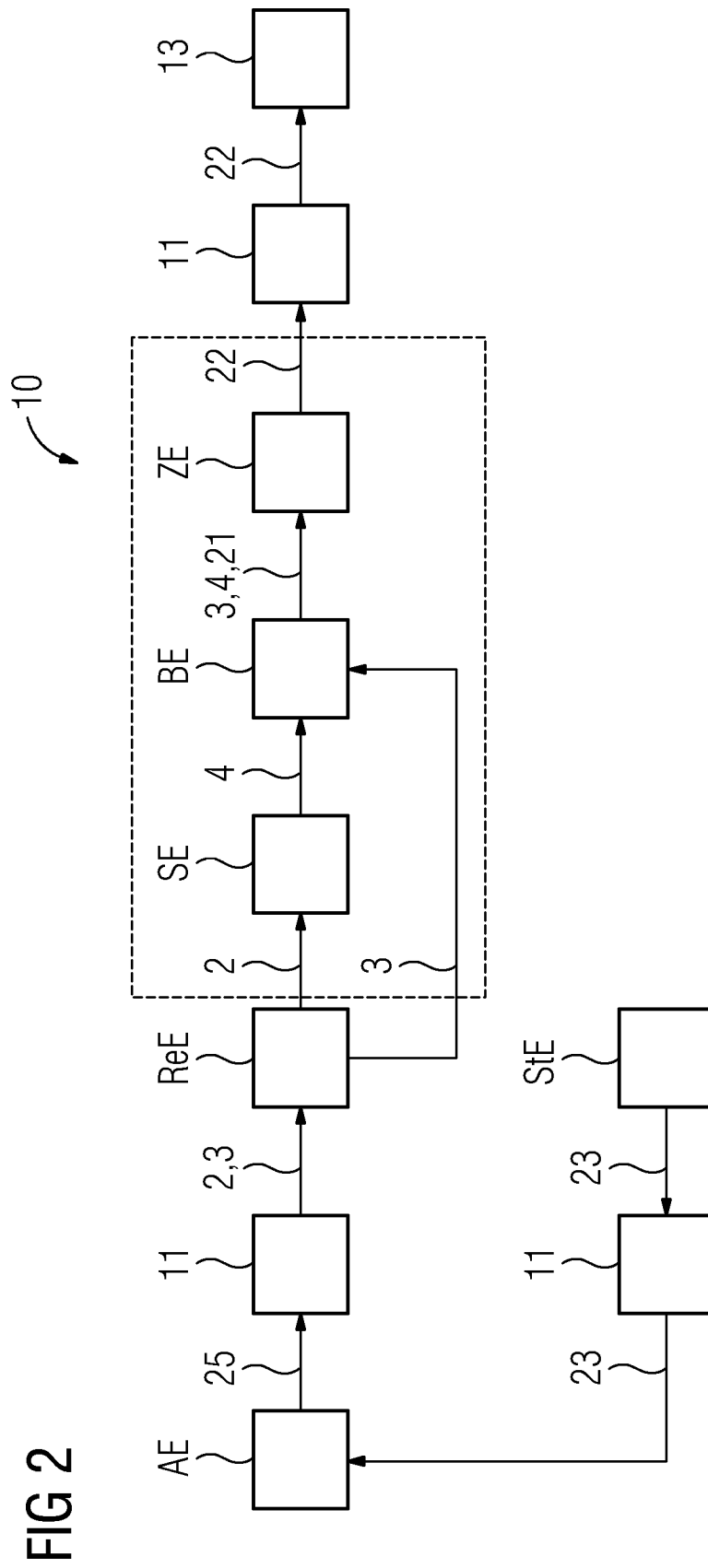


FIG 3

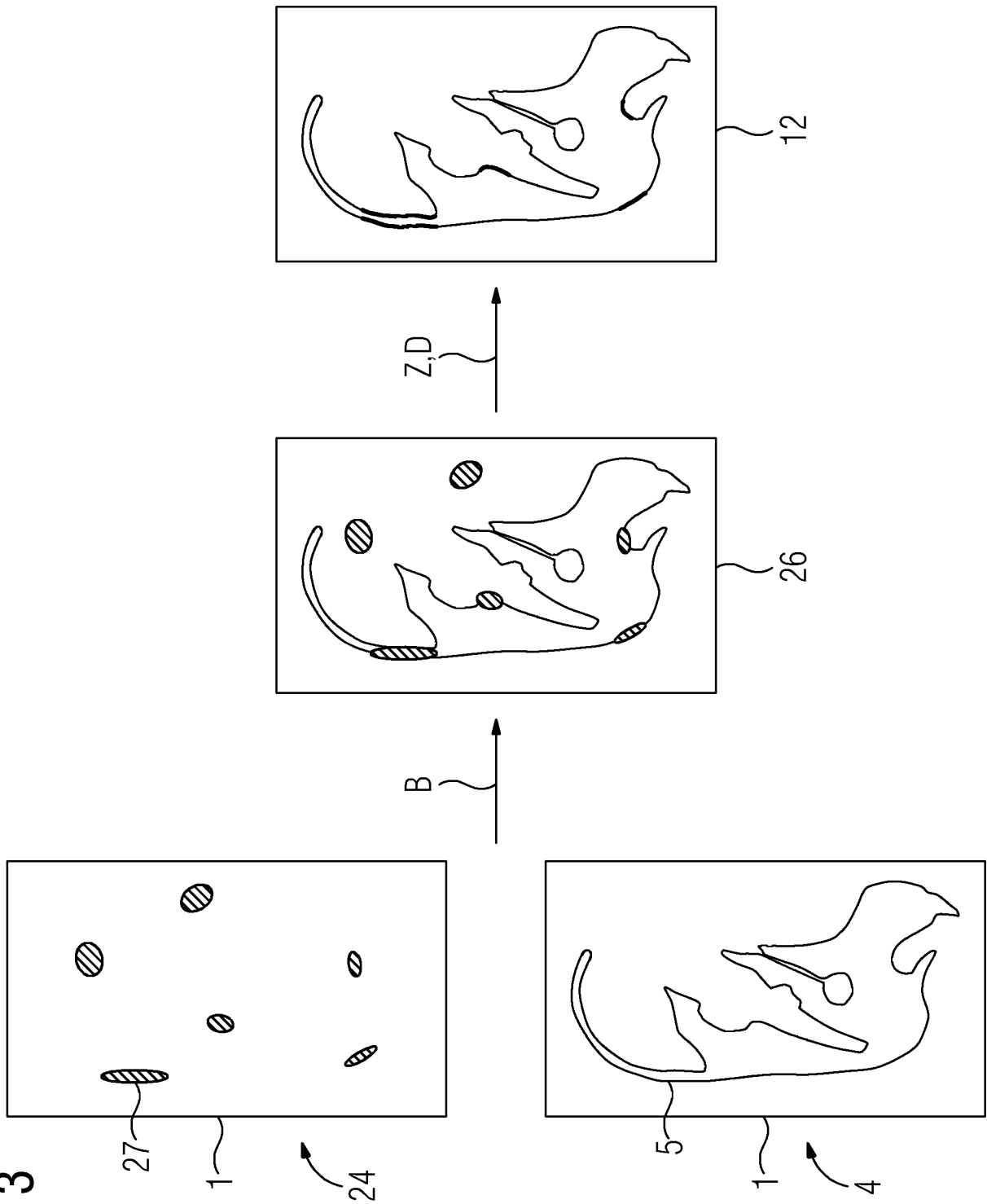


FIG 4

