



(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2005 036 322.9**

(22) Anmeldetag: **29.07.2005**

(43) Offenlegungstag: **15.02.2007**

(51) Int Cl.⁸: **G06T 7/40 (2006.01)**
G06T 17/00 (2006.01)

(71) Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
Boese, Jan, Dr., 90542 Eckental, DE; Kleen, Martin, Dr., 84095 Furth, DE; Klingenbeck-Regn, Klaus, Dr., 90429 Nürnberg, DE; Rahn, Norbert, 91301 Forchheim, DE; Pfister, Marcus, Dr., 91088 Bubenreuth, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:
DE 197 57 773 A1
GRIMSON E., LEVENTON M., ETTINGER G., CHABRERIE A., OZLEN F., NAKAJIMA S., ATSUMI H., KIKINIS R., BLACK, P.: "Clinical Experience with a High Precision Image-guided Neurosurgery System", Lecture Notes in Computer Science (Springer), Proc. MICCAI'98, Oct. 1998, S. 63ff;
SCHROEDER S.A., FUCHS H., SPASOVSKI S., DANKERT A.: "Intraoperative Corneal Topography for Image Registration", Journal of Refractive Surgery, 2002, Vol. 18, PART 5, pages S624-S629;

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Registrieren intraoperativer Bilddatensätze mit präoperativen 3D-Bilddatensätzen auf Basis optischer Oberflächenextraktion**

(57) Zusammenfassung: Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur intraoperativen Registrierung intraoperativer Bilddatensätze mit präoperativen 3-D-Bilddatensätzen, aufweisend die folgenden Schritte:

S1: räumliches Kalibrieren eines optischen 3-D-Sensor-Systems mit einer intraoperativen Bildgebungsmodalität,

S2: intraoperatives Erfassen der Oberfläche eines interessierenden Untersuchungsgebietes mit dem 3-D-Sensor-System, wodurch eine intraoperative Oberflächenmaske erhalten wird,

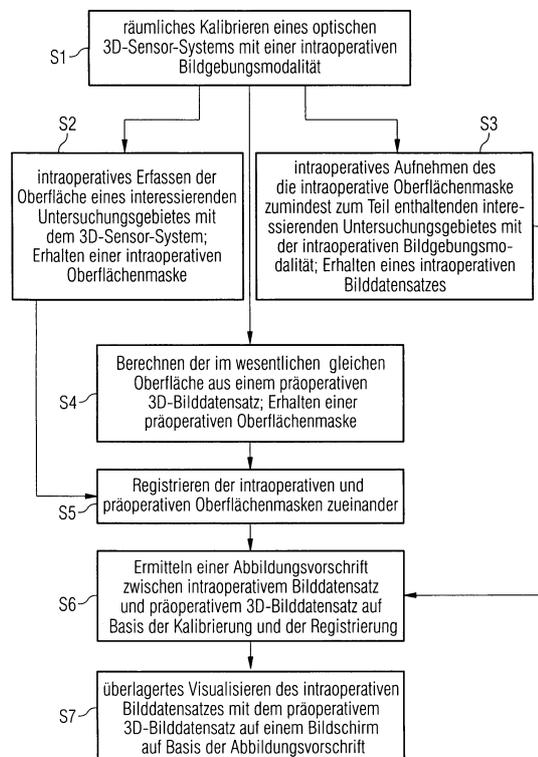
S3: intraoperatives Aufnehmen des die intraoperative Oberflächenmaske zumindest zum Teil enthaltenden interessierenden Untersuchungsgebietes mit der intraoperativen Bildgebungsmodalität, wodurch ein intraoperativer Bilddatensatz erhalten wird,

S4: Berechnen der im Wesentlichen gleichen Oberfläche aus einem die erfasste bzw. aufgenommene Oberfläche enthaltenden präoperativ gewonnenen 3-D-Bilddatensatz, wodurch eine präoperative Oberflächenmaske erhalten wird,

S5: Registrieren der intraoperativen und präoperativen Oberflächenmaske zueinander,

S6: Ermitteln einer Abbildungsvorschrift zwischen präoperativem 3-D-Bilddatensatz und intraoperativem Bilddatensatz auf Basis der Kalibrierung und der Registrierung und

S7: überlagertes Visualisieren des intraoperativen Bilddatensatzes mit dem präoperativen 3-D-Datensatz auf Basis der Abbildungsvorschrift.



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur intraoperativen Registrierung intraoperativer Bilddatensätze mit präoperativen 3D-Bilddatensätzen. Dabei bezieht sich die vorliegende Erfindung insbesondere auf ein Verfahren, welches auf schneller optischer Oberflächenerkennung basiert.

Stand der Technik

[0002] In der medizinischen Bildgebung stellt sich (häufig) das Problem, eine schnelle aber dennoch exakte Registrierung intraoperativer Bilddatensätze mit präoperativen 3D-Bilddatensätzen vornehmen zu müssen, und zwar aus verschiedenen Gründen:

1. Intraoperative Bilddatensätze, die als so genannte Echtzeitbilder während einer Intervention üblicherweise mit Hilfe fluoroskopischer Durchleuchtung gewonnen werden, dienen in erster Linie zur Navigation von chirurgischen Instrumenten (z.B. in Kopf oder Herz). Derartige fluoroskopische 2D-Bilder (beispielsweise aufgenommen mit einem C-Bogen) sind schnell verfügbar, die Aufnahmetechnik minimiert die Strahlenbelastung für Patient und Arzt. Interventionelle Vorrichtungen (Operationsinstrumente, Katheter, Führungsdrähte usw.) werden hochaufgelöst in Quasi-Echtzeit abgebildet. Allerdings zeigen solche Durchleuchtungsbilder – verglichen mit Bildern von 3D-Bildgebungsmodalitäten (z.B. CT, MRT, 3D-Angio) – keine räumlichen Details. Im Stand der Technik wird die räumliche Information dadurch zurückgewonnen, dass präoperativ aufgenommene 3D-Bilder (beispielsweise aus einer CT-, 3D-Angio- oder MR-Tomographie) mit den zweidimensionalen intraoperativen Durchleuchtungsbildern registriert und diesen unterlegt werden, was auch als Co-Registrierung bezeichnet wird. Bei einer solchen Registrierung muss bestimmt werden, aus welcher Richtung ein 3D-Volumen projiziert werden muss, damit es mit dem intraoperativen 2D-Bild zur Deckung gebracht werden kann.

2. Intraoperative Bilddatensätze können auch funktionelle nuklearmedizinische 3D-Bilddaten sein (z.B. PET- oder SPECT-Bilder), die eine Beschreibung Stoffwechselbasierter (metabolischer) Funktionen bzw. Prozesse des Körpers liefern. Solche Bilddaten werden unter anderem dazu verwendet, anatomische Regionen, die abnormen Stoffwechsel (Metabolismus) aufweisen, wie z.B. Tumore, zu visualisieren und deren Größe und Aktivität zu bestimmen. Allerdings geben diese funktionellen 3D-Bilder wenig Aufschluss über die Patientenanatomie, in der die pathogene Region (z.B. der Tumor) eingebettet ist, was bei abschließlicher Verwendung solcher funktionalen (funktionellen) Bilddaten hinsichtlich Diagnostik, Therapieplanung und Therapie problematisch ist,

zumal auch die räumliche Auflösung dieser Bilddaten stark begrenzt ist. So ist es schwierig, einen Tumor unter alleiniger Verwendung von nuklearmedizinischen 3D-Bilddaten (SPECT, PET) exakt zu lokalisieren, da in diesen die exakte räumliche Relation zur Patienten-Anatomie fehlt. Allerdings kann diese räumliche Relation auch wieder durch Registrierung (und Fusion) der funktionellen 3D-Bilddaten mit hochaufgelösten morphologischen 3D-Bilddaten hergestellt werden.

[0003] Das Problem aus medizinisch technischer Sicht – bei 2D-Durchleuchtungsbildern genauso wie bei funktionalen 3D-Bildern – besteht in der Registrierung mit den hochaufgelösten morphologischen 3D-Bildern. Hierfür gibt es nach dem Stand der Technik verschiedene Ansätze, die beispielsweise auf Benutzerinteraktion (Setzen von Landmarken in beiden Bildern) oder etwa dem Minimieren von Intensitätsunterschieden beruhen.

[0004] Insbesondere das Problem der Registrierung von funktionalen 3D-Bilddaten mit morphologischen 3D-Bilddaten wird derzeit auf verschiedene Weise gelöst:

A) Die so genannte "Multi-Modality-3D-3D-Registrierung" kombiniert komplementäre Information, die von verschiedenen Bildgebungsmodalitäten generiert wurde. So kann beispielsweise anatomische Information von CT-, MR-, C-Bogen-Rotations-Angiographie- oder 3D-Ultraschall-Bilddaten mit funktionaler Information von fMRI-, PET-, SPECT-Bilddaten oder von funktionellen Mapping-Modalitäten, wie EEG oder MEG, kombiniert werden.

B) Funktionelle und morphologische Bilddaten können (ebenfalls) mit Hilfe Landmarken-basierter (feature-basierter) oder bildbasierter Registrierungsalgorithmen fusioniert werden, wobei dabei eine Software-Implementierung von speziellen Algorithmen zugrunde gelegt wird.

Eine solche Software-basierte Registrierung arbeitet nur dann zuverlässig, wenn bezüglich funktioneller und morphologischer Bilddaten genügend gemeinsame Bildinformation vorhanden ist, was nicht immer der Fall ist. Zwar ist die Performance dieser Software-Registrierung für diagnostische Anwendungen in der Regel befriedigend, eine Steigerung wäre jedoch wünschenswert. Es sei auch erwähnt, dass die Genauigkeit des individuellen Registrierungsergebnisses im Einzelfall nicht quantitativ erfasst, sondern meist nur visuell beurteilt werden kann, da das tatsächlich gewünschte Ergebnis a priori unbekannt ist.

C) Um die Problematik des Lösungsansatzes B) zu entschärfen und um Verbesserungen bezüglich des bildgebenden klinischen Arbeitsablaufes (engl. Workflow) zu erreichen, sind mittlerweile Kombinationen von anatomischen Bildgebungsmodalitäten und funktionellen Bildgebungsmoda-

litäten kommerziell verfügbar:
z.B. das "CT-PET Biograph-System" oder das "CT-SPECT Symbia-System" von Siemens.

[0005] Generell vereinfacht sich die Aufgabenstellung der Registrierung bzw. der überlagerten Darstellung (Fusion) von anatomischen und funktionellen 3D-Bilddaten durch eine solche Modalitäten-Kombination erheblich. Allerdings sind die Anschaffungskosten für eine Modalitäten-Kombination extrem hoch und zudem ist es derzeit nicht möglich, ausgefallener aber dennoch sinnvolle und gewünschte Kombinationen (z.B. PET + MRT, SPECT + MRT, Ultraschall-Doppler + MRT, MEG + MRT usw.) zu erwerben.

[0006] Nachteil der bestehenden Verfahren ist einerseits eine gewisse nicht zu tolerierende Ungenauigkeit und andererseits der mitunter hohe Zeitbedarf dieser Verfahren. Es ist nämlich wünschenswert, dass diese Verfahren möglichst exakt und schnell auf eventuelle Patientenbewegungen reagieren können. Exakte und schnelle Registrierung, insbesondere von funktionellen mit morphologischen 3D-Bilddaten, stellt sich aber in der Praxis als ausgesprochen schwierig dar, weil nur eine geringe Anzahl von Gemeinsamkeiten dieser beiden komplementären Bilddaten-Kategorien existiert.

Aufgabenstellung

[0007] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, die Registrierung intraoperativer fluoroskopischer oder funktioneller Bilddaten mit präoperativen morphologischen 3D-Bilddaten weiter zu verbessern.

[0008] Diese Aufgabe wird gemäß der vorliegenden Erfindung durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. Die abhängigen Ansprüche bilden den zentralen Gedanken der Erfindung in besonders vorteilhafter Weise weiter.

[0009] Erfindungsgemäß wird ein Verfahren beansprucht, zur intraoperativen Registrierung intraoperativer Bilddatensätze mit präoperativen 3D-Bilddatensätzen, aufweisend die folgenden Schritte:

- S1: räumliches Kalibrieren eines optischen 3D-Sensor-Systems mit einer intraoperativen Bildgebungsmodalität,
- S2: intraoperatives Erfassen der Oberfläche eines interessierenden Untersuchungsgebietes mit dem 3D-Sensor-System, wodurch eine intraoperative Oberflächenmaske erhalten wird,
- S3: intraoperatives Aufnehmen des die intraoperative Oberflächenmaske zumindest zum Teil enthaltenden interessierenden Untersuchungsgebietes mit der intraoperativen Bildgebungsmodalität, wodurch ein intraoperativer Bilddatensatz erhalten wird,
- S4: Berechnen der im Wesentlichen gleichen

Oberfläche aus einem die erfasste bzw. aufgenommene Oberfläche enthaltenden präoperativ gewonnenen 3D-Bilddatensatz, wodurch eine präoperative Oberflächenmaske erhalten wird,
S5: Registrieren der intraoperativen und präoperativen Oberflächenmaske zueinander,
S6: Ermitteln einer Abbildungsvorschrift zwischen präoperativem 3D-Bilddatensatz und intraoperativem Bilddatensatz auf Basis der Kalibrierung und der Registrierung und
S7: überlagertes Visualisieren des intraoperativen Bilddatensatzes mit dem präoperativen 3D-Datensatz auf Basis der Abbildungsvorschrift.

[0010] Dabei ist in einer mögliche erfindungsgemäßen Ausgestaltung der intraoperative Bilddatensatz ein 2D-Fluorobild eines Röntgen-C-Bogens und die intraoperative Bildgebungsmodalität ein fMRT-Gerät, ein PET-Gerät, ein SPECT-Gerät oder eine funktionale Mapping-Modalität wie ein EEG oder ein MEG.

[0011] In einer weiteren möglichen Ausgestaltung der Erfindung entstammt der präoperative 3D-Bilddatensatz einer morphologischen Bildgebungsmodalität in Form eines MRT-Gerätes, eines CT-Gerätes, eines C-Bogen-Rotationsangiographie-Gerätes oder eines 3D-Ultraschall-Gerätes.

[0012] Weiterhin kann das intraoperative Erfassen vorteilhafterweise kurz vor einem intraoperativen Aufnehmen oder periodisch während der Intervention erfolgen.

[0013] Insbesondere bei periodischem Erfassen kann erfindungsgemäß auf Basis der Messergebnisse des optischen 3D-Sensor-Systems ein Bewegungsfeld des Untersuchungsgebietes berechnet werden, welches dazu verwendet wird, Bewegungsartefakte in intraoperativen Aufnahmen zu reduzieren bzw. deren Auflösung zu verbessern.

[0014] Ferner wird eine Vorrichtung beansprucht die zur Durchführung eines Verfahrens nach einem der vorhergehenden Ansprüche geeignet ist.

Ausführungsbeispiel

[0015] Weitere Vorteile, Merkmale und Eigenschaften werden nun anhand von Ausführungsbeispielen bezugnehmend auf die begleitenden Zeichnungen näher erläutert.

[0016] [Fig. 1](#) zeigt schematisch ein Flussdiagramm des erfindungsgemäßen Verfahrens,

[0017] [Fig. 2](#) zeigt ein Prinzipschema des erfindungsgemäßen Verfahrens,

[0018] [Fig. 3](#) zeigt mögliche Oberflächen-Masken im Detail,

[0019] [Fig. 4](#) zeigt die Kombination eines PET-Systems mit einem optischen 3D-Sensor-System, und

[0020] [Fig. 5](#) zeigt die Fusion eines funktionellen mit einem morphologischen Bild am Beispiel eines Nackentumors.

[0021] Die vorliegende Erfindung beschreibt ein Verfahren, wie mittels optischer Oberflächenerkennung exakt, schnell und sicher die Patienten-Position erfasst und damit ein intraoperativer 2D- oder 3D-Bilddatensatz mit einem präoperativen 3D-Bilddatensatz schnell und daher intraoperativ fusioniert werden kann.

[0022] Optische Oberflächenerkennung ist Stand der Technik und wird kommerziell angeboten.

[0023] Basis dieser Technologie ist ein optisches 3D-Sensor-System, das spezielle Bilder eines oder mehrerer 3D-Sensoren geeignet verarbeitet. Dieser 3D-Sensor beobachtet ein zu vermessendes Objekt von der Seite. Zur Vermessung wird die Oberfläche des Messobjektes nach einem patentierbaren Verfahren mittels Weißlicht-Projektor mit einem Streifenmaster beleuchtet. Aus der sich bei seitlicher Beobachtung ergebenden Verschiebung der Streifen wird die Oberflächenform des Objektes berechnet und beispielsweise als Dreiecksmodell zur weiteren Verfügbarkeit abgespeichert. Die geringe Messzeit und die schnelle Auswertung liefert innerhalb einer Sekunde eine hochgenaue Form-Erfassung von Objekten verschiedener Art und Größe bei einer Auflösung bis zu 200 µm.

[0024] Das erfindungsgemäße Verfahren verwendet dieses schnelle Oberflächenvermessungsverfahren um im Gegensatz zu bisherigen Verfahren eine schnellere und exaktere Registrierung von intraoperativen Bilddatensätzen mit präoperativen 3D-Datensätzen zu ermöglichen. Das erfindungsgemäße Verfahren wird im Folgenden anhand der [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) erläutert.

[0025] Voraussetzung für das erfindungsgemäße Verfahren sind ein optisches 3D-Sensor-System (wie oben beschrieben), eine intraoperative Bildgebungsmodalität (z.B. C-Bogen, PET, SPECT usw.) sowie ein präoperativer 3D-Bilddatensatz einer morphologischen Bildgebungsmodalität (z.B. CT, MRT), welcher die Oberfläche der intraoperativ darzustellenden interessierenden Region enthält.

[0026] Zunächst wird das optische 3D-Sensor-System relativ zu der intraoperativen Bildgebungsmodalität (im Folgenden wird ohne Beschränkung der Allgemeinheit von einem C-Bogen oder einem PET gesprochen) so positioniert, dass der Bereich des 3D-Sensors ein "freies Blickfeld" auf die Oberfläche des interessierenden und daher zu registrierenden

Untersuchungsgebietes hat. Bei Neurointerventionen im Bereich des Kopfes bietet sich beispielsweise die Oberfläche des Gesichtes an, so dass der 3D-Sensor über dem Patienten am C-Bogen selbst oder an der Decke über dem Kopfende der Patientenliege zu befestigen ist. In einem Schritt S1 des Verfahrens wird das optische 3D-Sensor-System mit dem intraoperativen System (C-Bogen) räumlich kalibriert, so dass die Lage bzw. Blickrichtung der beiden Systeme zueinander bekannt ist. Demzufolge ist die Relation beider Koordinatensysteme (Koordinaten-Ursprung des Koordinatensystems des optischen 3D-Sensor-Systems mit dem Koordinaten-Ursprung des Koordinatensystems des intraoperativen Systems) durch diesen Schritt der einmaligen Kalibrierung bekannt, was in [Fig. 2](#) durch die waagrechte, mit "Kalibrierung" bezeichnete Verbindungslinie symbolisiert ist.

[0027] In einem zweiten Schritt S2 wird die Oberfläche des interessierenden Untersuchungsgebietes mit dem 3D-Sensor-System intraoperativ erfasst und unmittelbar danach ausgewertet, wodurch eine intraoperative Oberflächenmaske erhalten und beispielsweise als Dreiecksmodell gespeichert wird. In [Fig. 2](#) ist die intraoperative Oberflächenmaske als Kreis symbolisiert. Ein reales Dreiecksmodell eines Gesichtes ist beispielhaft in [Fig. 3](#) dargestellt.

[0028] In einem Schritt S3 erfolgt das intraoperative Aufnehmen des die intraoperative Oberflächenmaske zumindest zum Teil enthaltenden interessierenden Untersuchungsgebietes mit dem C-Bogen, wodurch ein intraoperativer Bilddatensatz erhalten wird, der in [Fig. 2](#) als Rechteck symbolisiert ist und den Kreis (die Maske) zumindest zum Teil enthält.

[0029] In einem vierten Schritt S4 wird aus einem präoperativen 3D-Bilddatensatz des interessierenden Untersuchungsgebietes die im wesentlichen gleiche Oberfläche berechnet (rein rechnerisch extrahiert), wodurch eine weitere, diesmal allerdings eine präoperative Oberflächenmaske erhalten wird, in [Fig. 2](#) ebenfalls durch einen Kreis symbolisiert.

[0030] Beide Oberflächenmasken sind sich grundsätzlich sehr ähnlich (siehe [Fig. 3](#)), da keine große Oberflächenveränderung des Untersuchungsgebietes im Zeitraum zwischen präoperativer Aufnahme und intraoperativer Aufnahme (maximal wenige Tage) zu erwarten ist. Aus diesem Grund können in einem fünften Schritt S5 beide Oberflächenmasken zueinander ausgesprochen schnell und mit wenig Fehlertoleranz registriert werden, im Gegensatz zu derzeitigen Registrierungsverfahren, die nur wenige anatomische oder künstliche Landmarken zur Verfügung haben. Die Registrierung ist in [Fig. 2](#) mit der vertikalen Verbindungslinie zwischen beiden Masken symbolisiert.

[0031] Da die Struktur beider Masken, insbesondere

re aber die der intraoperativen Maske, in dem intraoperativen Bilddatensatz zumindest zum Teil enthalten ist (symbolisiert durch den im Rechteck enthaltenen Teil-Kreis), kann auf Basis der Kalibrierung und der Registrierung in einem Schritt S6 eine Abbildungsvorschrift ermittelt werden, wie das präoperative Bild gedreht und verschoben werden muss, um mit dem intraoperativen Bild zur Deckung gebracht werden zu können (symbolisiert durch die Schräge Verbindungslinie in [Fig. 2](#)). Auf Basis dieser Abbildungsvorschrift kann schließlich der relevante Bereich des präoperativen 3D-Bilddatensatzes mit dem intraoperativen Bilddatensatz überlagert und mit diesem gemeinsam auf einem Bildschirm in einem Schritt S7 visualisiert werden.

[0032] Es sei bemerkt, dass die Schritte S2, S3 und S4 des Verfahrens in der Rangfolge vertauscht werden können, was in [Fig. 2](#) durch eine Anordnung der Verfahrensschritte auf einer Ebene symbolisiert worden ist. So kann beispielsweise die Extraktion der Oberfläche des präoperativen 3D-Bilddatensatzes sozusagen "offline" bereits vor dem optischen intraoperativen Erfassen und auch vor dem intraoperativen Aufnahmen erfolgen.

[0033] Die optische Messung (Schritt S2) kann entweder immer kurz vor der Durchführung einer intraoperativen Aufnahme und/oder periodisch während der Intervention erfolgen. Wird die Oberfläche des Untersuchungsgebietes mit Hilfe des optischen 3D-Sensor-Systems während der Untersuchung mit einer intraoperativen funktionellen Bildgebungsmodalität (PET oder SPECT) periodisch oder gar kontinuierlich erfasst, kann eine mögliche Bewegung des Untersuchungsgebietes relativ zur PET- oder SPECT-Gantry detektiert werden und ein sogenanntes Bewegungsfeld (Bewegungsverlauf bezüglich des Untersuchungsgebietes) berechnet werden. Da nuklear-medizinische Untersuchungsverfahren wie PET und SPECT mit einer verhältnismäßig langen Akquisitionszeit von typischerweise wenigen Minuten (PET) bis zu mehr als 20 Minuten (SPECT) verbunden sind, sind Bewegungsartefakte in der PET- und SPECT-Bildgebung relativ häufig gegeben bzw. die Auflösung von PET- und SPECT ist wegen der Bild-Verschmierung durch Patientenbewegung reduziert.

[0034] Das mit Hilfe des optischen 3D-Sensor-System ermittelte Bewegungsfeld kann in einer weiteren Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens dazu verwendet werden, die durch Patientenbewegung fehlerhafte Ortsauflösung von (metabolischen) Ereignissen zu korrigieren, um so Bewegungsartefakte in PET- und SPECT-Aufnahmen zu reduzieren bzw. deren Auflösung zu verbessern.

[0035] Dabei gibt es hinsichtlich der räumlichen Anordnung des optischen 3D-Sensor-Systems relativ

zur intraoperativen Bildgebungsmodalität, insbesondere des 3D-Sensors selbst, unterschiedliche Möglichkeiten, an die das räumliche Kalibrieren gemäß Schritt S1 jeweils angepasst werden muss.

[0036] Besteht eine feste räumliche Beziehung zwischen dem Koordinatensystem des optischen 3D-Sensors und dem Koordinatensystem der intraoperativen Bildgebungsmodalität, beispielsweise indem der 3D-Sensor starr mit der intraoperativen Bildgebungsmodalität verbunden ist oder indem der optische 3D-Sensor an einem festen Ort im Operationssaal montiert ist (z.B. an der Decke), so reicht es die Kalibrierung nur einmal vorzunehmen (z.B. bei oder nach der Montage). Mögliche Veränderungen, z.B. Drehen des 3D-Sensors in seiner Verankerung, können über Drehsensoren rückgemeldet werden, wonach eine automatische Aktualisierung (engl. update) der räumlichen Beziehung beider Koordinatensysteme zueinander erfolgen kann.

[0037] Besteht eine grundsätzlich flexible Anordnung des 3D-Sensors zur intraoperativen Bildgebungsmodalität, beispielsweise in dem der 3D-Sensor innerhalb des Operations-Saales auf einem mobilen Stativ (ähnlich einem Infusionsständer) montiert frei bewegt werden kann oder in dem beide Systeme mobil sind, so kann die Kalibrierung der räumlichen Beziehung beider Systeme mittels Positions- und/oder Orientierungssensoren vorgenommen werden, die sowohl am 3D-Sensor als auch an der intraoperativen Bildgebungsmodalität montiert sind, um so die Bestimmung der Position und Lage beider Systeme zueinander zu ermöglichen.

[0038] Zusammengefasst besteht die vorliegende Erfindung in einem Verfahren zur verbesserten intraoperativen Registrierung intraoperativer 2D-fluoro-Bilder oder funktioneller 3D-Bilder mit (morphologischen) 3D-Bilddatensätzen, wobei

- ein optisches 3D-Sensor-System zur 3D-Oberflächenvermessung des Untersuchungsbereiches verwendet wird,
- die räumliche Beziehung zwischen dem Koordinatensystem des optischen 3D-Sensor-Systems und der intraoperativen Bildgebungsmodalität durch Kalibrierung und gegebenenfalls durch Verwendung von Positionssensoren bekannt ist, und wobei
- die berechnete (extrahierte) Oberflächenmaske der (morphologischen) präoperativen 3D-Bilder mit der mittels optischem 3D-Sensor erfassten Oberflächenmaske des Untersuchungsgebietes (oberflächenbasiert) registriert wird.

[0039] Im Anschluss an Kalibrierung und Registrierung können folgende Darstellungs-Kombinationen realisiert werden:

- a) 2D-Fluorobild + morphologisches 3D-Bild
- b) funktionelles 3D-Bild + morphologisches

3D-Bild

c) intraoperative Oberflächenmaske + funktionelles 3D-Bild.

[0040] Im Falle einer Darstellung funktioneller Foci einer PET- oder SPECT-Untersuchung (beispielsweise durch farbkodierte Metabolismen) gemeinsam mit der (beispielsweise transparent dargestellten) optisch erfassten Oberfläche des Untersuchungsgebietes (Kombination c)) erhält der Anwender zwar keine Abbildung der funktionellen Foci relativ zur exakten Anatomie, aber immerhin relativ zu einer Oberflächen-Repräsentation des Untersuchungsgebietes. So kann die gemeinsame Visualisierung von Oberfläche und funktioneller 3D-Bilder für die anatomische Beurteilung oberflächennaher Läsionen (z.B. Knochen-Tumore) hilfreich sein.

[0041] Außerdem kann diese Art der Visualisierung zur Planung minimalinvasiver Zugänge bei Nadelbiopsie-Prozeduren oder bei der Einführung von Trokaren in der Gastroenterologie verwendet werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur intraoperativen Registrierung intraoperativer Bilddatensätze mit präoperativen 3D-Bilddatensätzen, aufweisend die folgenden Schritte:

S1: räumliches Kalibrieren eines optischen 3D-Sensor-Systems mit einer intraoperativen Bildgebungsmodalität,

S2: intraoperatives Erfassen der Oberfläche eines interessierenden Untersuchungsgebietes mit dem 3D-Sensor-System, wodurch eine intraoperative Oberflächenmaske erhalten wird,

S3: intraoperatives Aufnehmen des die intraoperative Oberflächenmaske zumindest zum Teil enthaltenden interessierenden Untersuchungsgebietes mit der intraoperativen Bildgebungsmodalität, wodurch ein intraoperativer Bilddatensatz erhalten wird,

S4: Berechnen der im Wesentlichen gleichen Oberfläche aus einem die erfasste bzw. aufgenommene Oberfläche enthaltenden präoperativ gewonnenen 3D-Bilddatensatz, wodurch eine präoperative Oberflächenmaske erhalten wird,

S5: Registrieren der intraoperativen und präoperativen Oberflächenmaske zueinander,

S6: Ermitteln einer Abbildungsvorschrift zwischen präoperativem 3D-Bilddatensatz und intraoperativem Bilddatensatz auf Basis der Kalibrierung und der Registrierung und

S7: überlagertes Visualisieren des intraoperativen Bilddatensatzes mit dem präoperativen 3D-Datensatz auf Basis der Abbildungsvorschrift.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der intraoperative Bilddatensatz ein 2D-Fluorobild eines Röntgen-C-Bogens ist.

3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die intraoperative Bildgebungsmodalität ein fMRT-Gerät, ein PET-Gerät, ein SPECT-Gerät oder eine funktionale Mapping-Modalität wie ein EEG oder ein MEG darstellt.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass der präoperative 3D-Bilddatensatz einer morphologischen Bildgebungsmodalität in Form eines MRT-Gerätes, eines CT-Gerätes, eines C-Bogen-Rotationsangiographie-Gerätes oder eines 3D-Ultraschall-Gerätes entstammt.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass das intraoperative Erfassen kurz vor einem intraoperativen Aufnahmen oder periodisch während der Intervention erfolgt.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass auf Basis der Messergebnisse des optischen 3D-Sensor-Systems ein Bewegungsfeld des Untersuchungsgebietes berechnet wird, welches dazu verwendet wird, Bewegungsartefakte in intraoperativen Aufnahmen zu reduzieren bzw. deren Auflösung zu verbessern.

7. Vorrichtung zur Durchführung eines Verfahrens nach einem der vorhergehenden Ansprüche.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

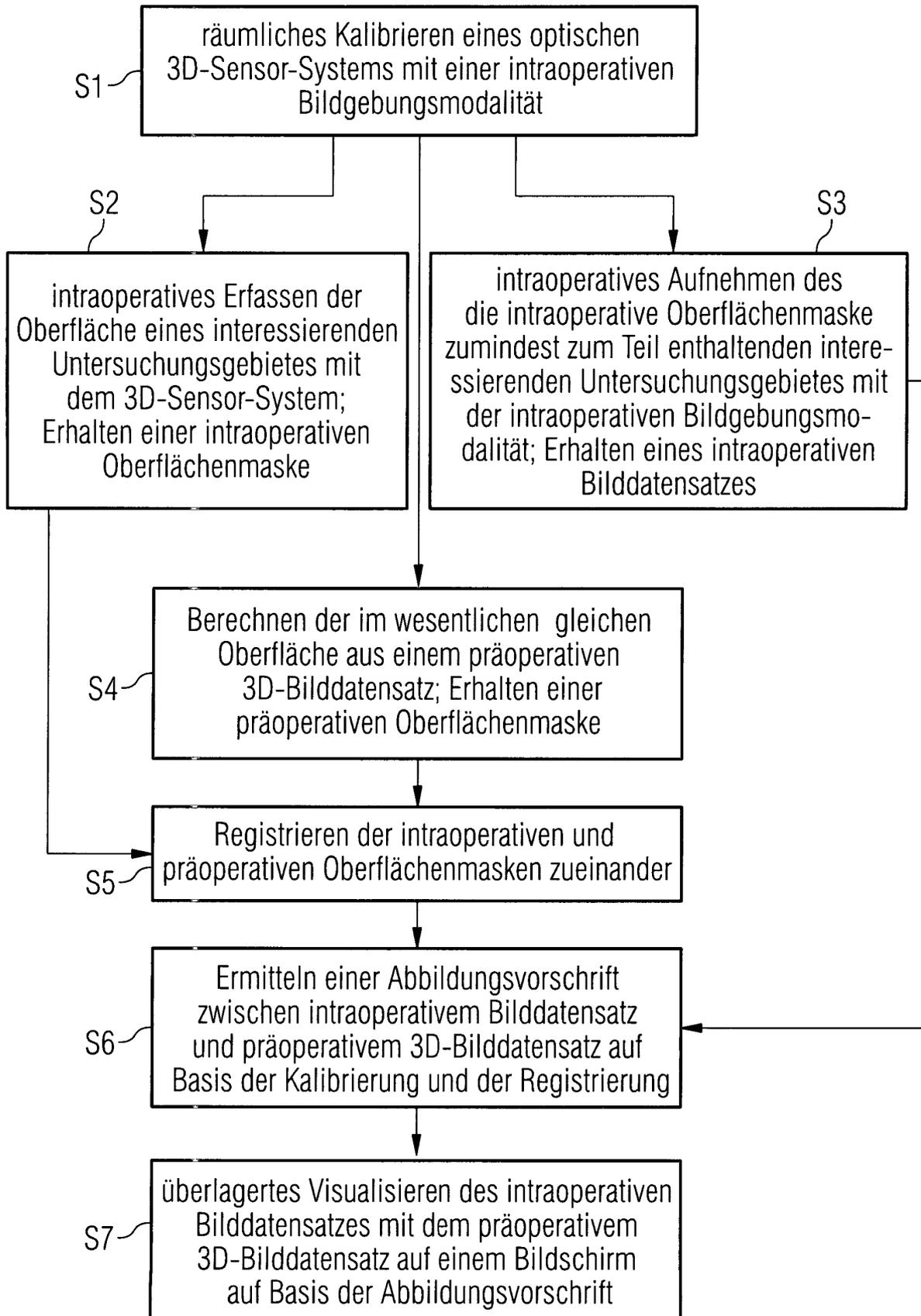


FIG 2

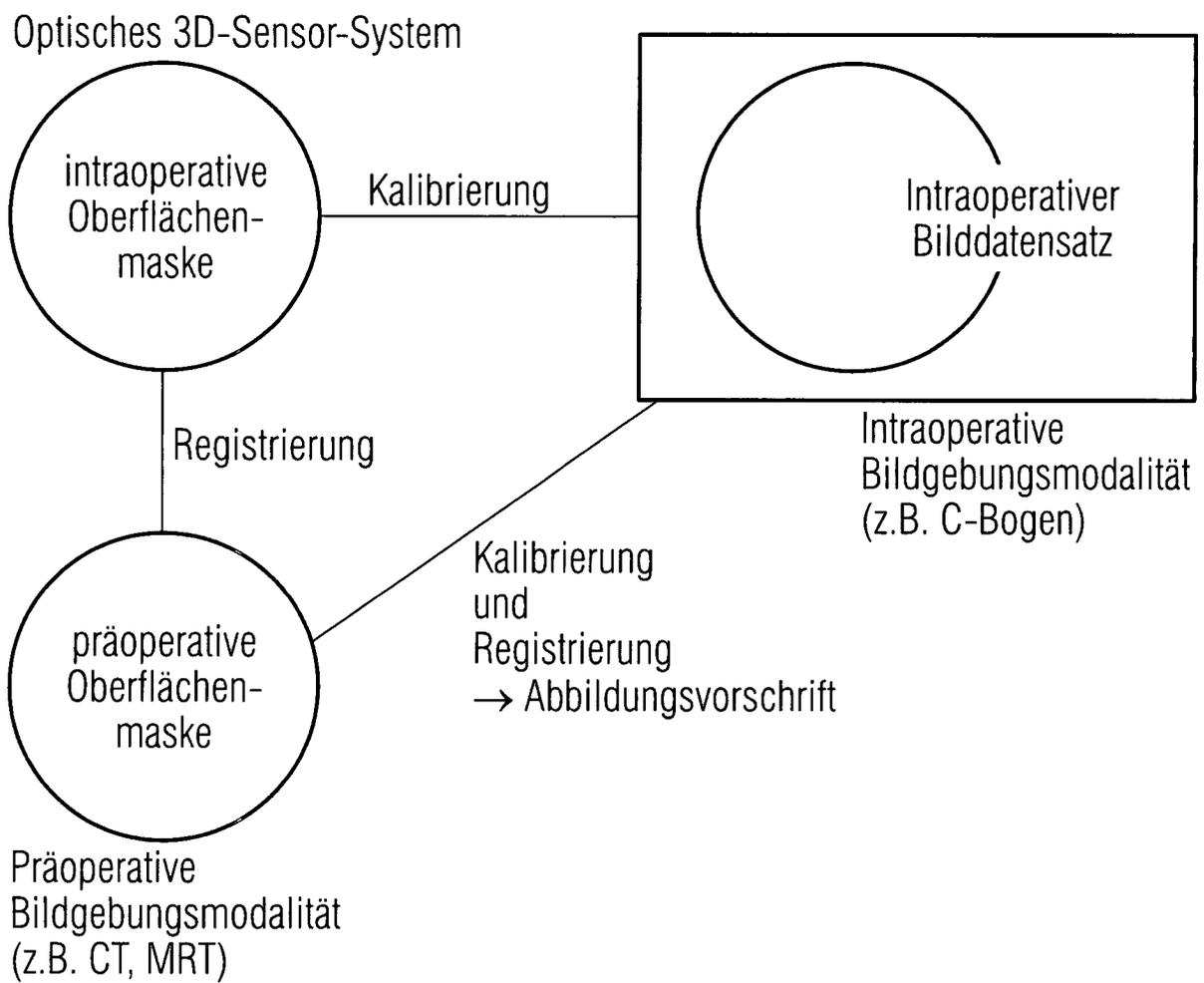


FIG 3

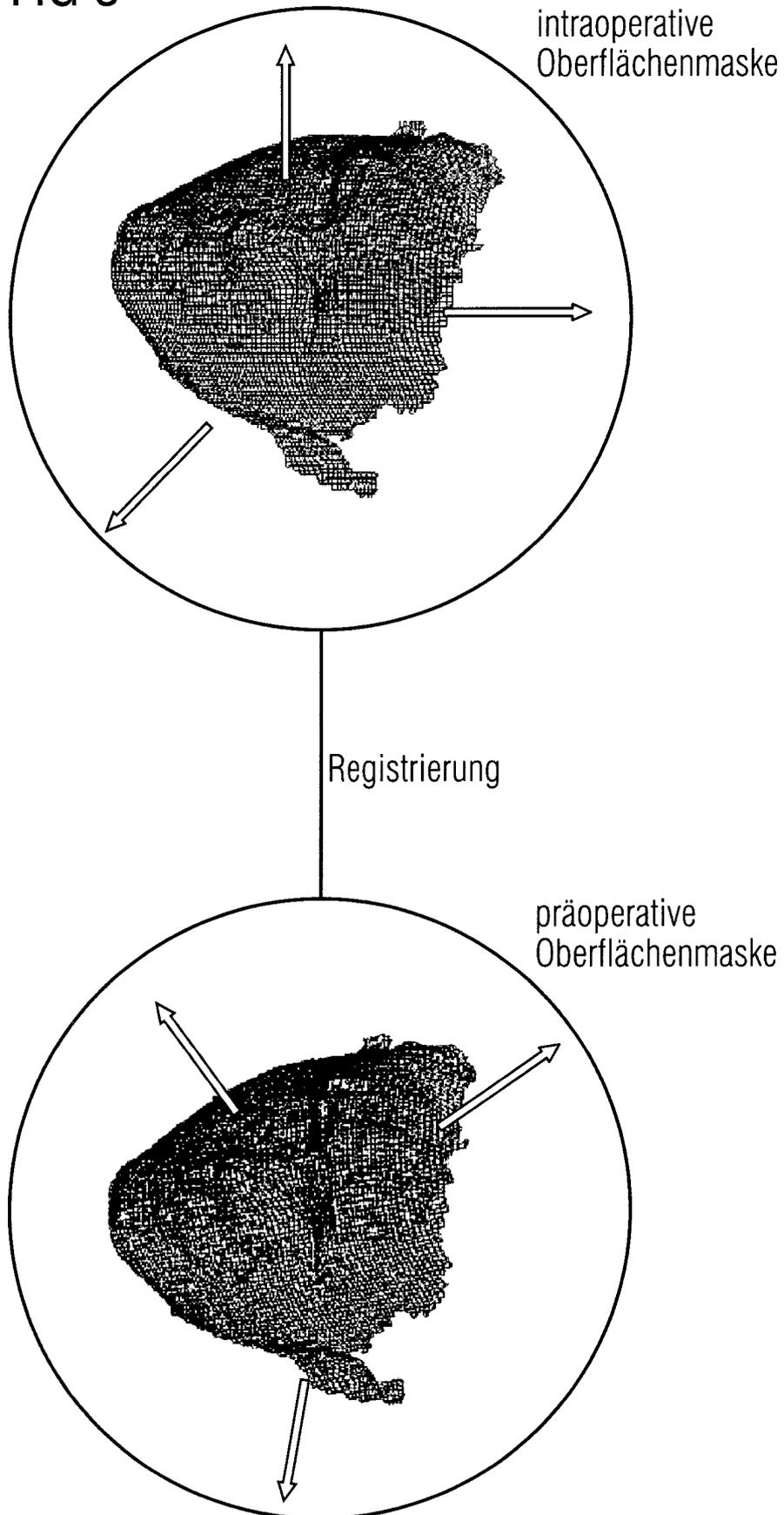


FIG 4

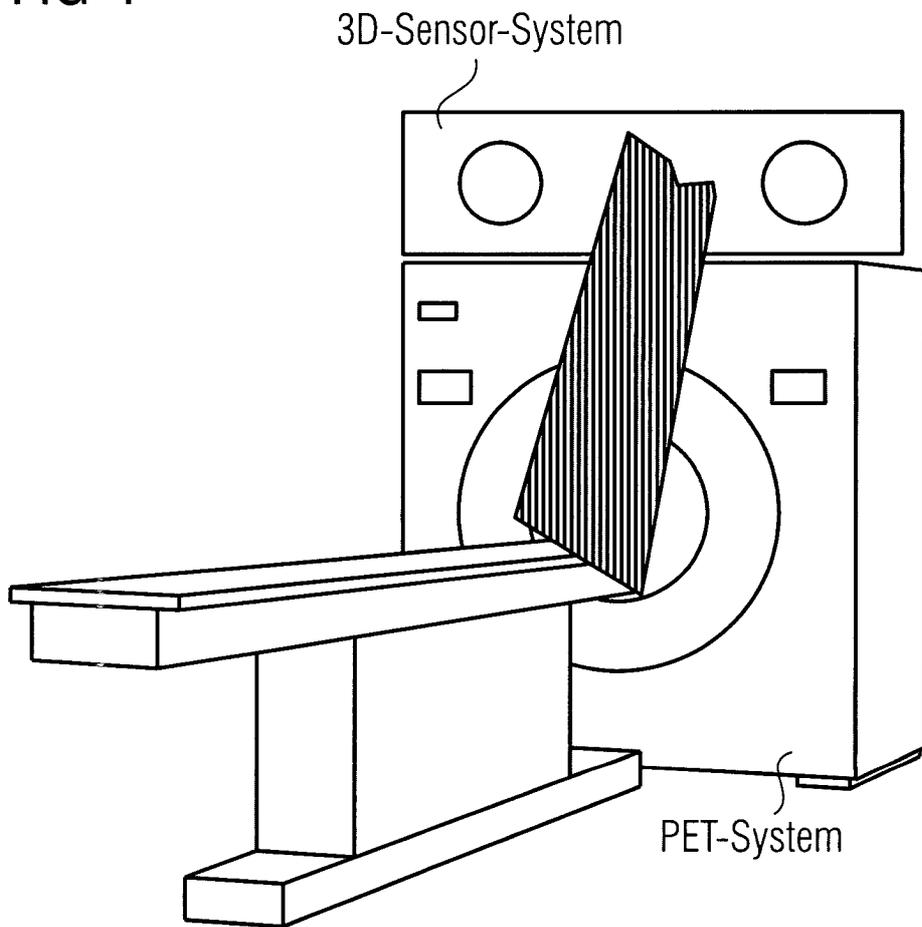
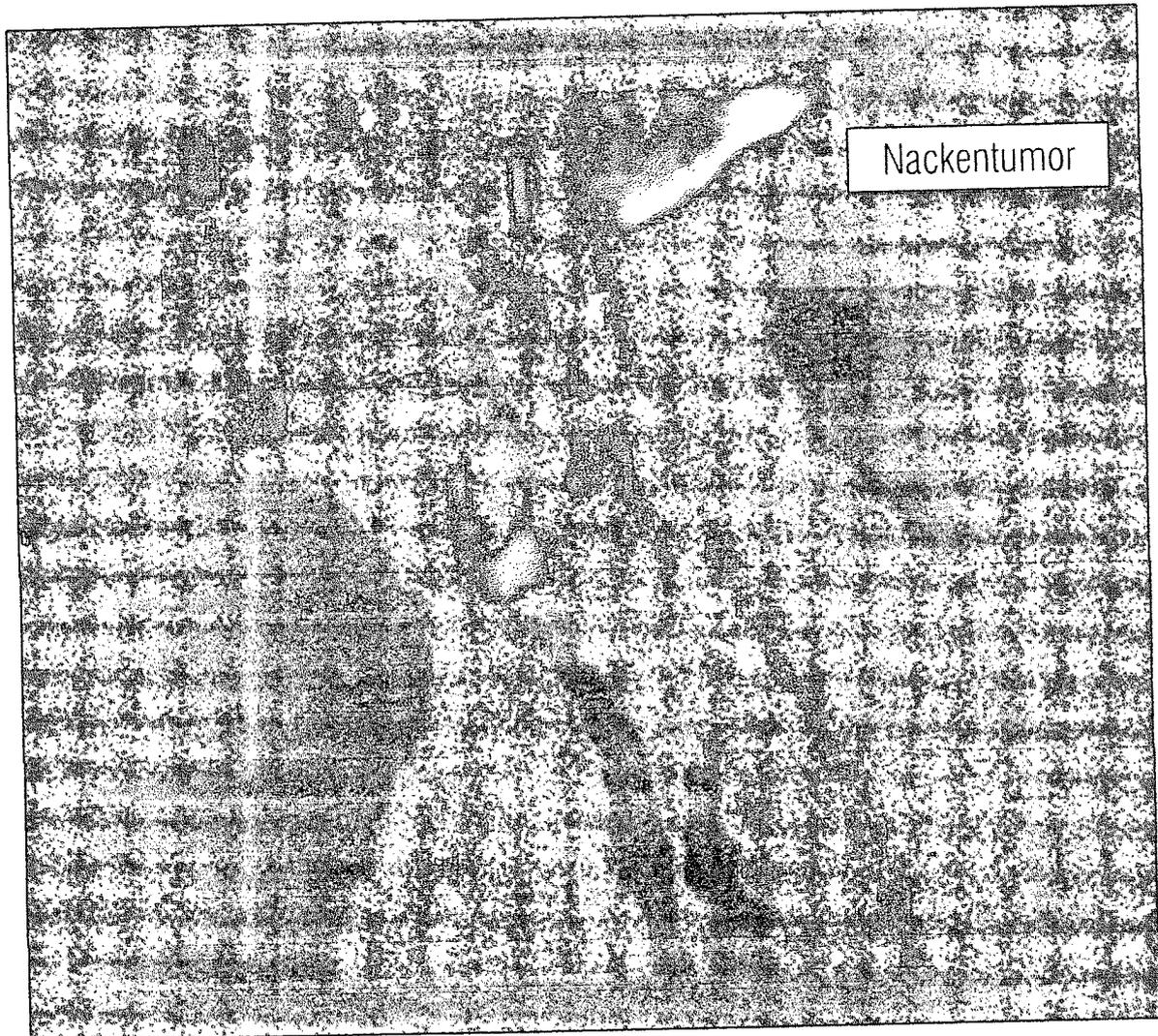


FIG 5



Fusion: Funktionelles Bild (PET) und
Morphologisches Bild (CT)