

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
11. Januar 2018 (11.01.2018)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2018/007091 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 6/00 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2017/063981

(22) Internationales Anmeldedatum:
08. Juni 2017 (08.06.2017)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2016 112 395.1 06. Juli 2016 (06.07.2016) DE
10 2016 112 374.9 06. Juli 2016 (06.07.2016) DE
10 2016 112 388.9 06. Juli 2016 (06.07.2016) DE

(71) Anmelder: **FRAUNHOFER-GESELLSCHAFT ZUR FÖRDERUNG DER ANGEWANDTEN FORSCHUNG E.V.** [DE/DE]; Hansastraße 27c, 80686 München (DE).

(72) Erfinder: **ENGEL, Sebastian**; Hoher Heckenweg 110, 48147 Münster (DE). **FEHLHABER, Felix**; Hufelandstr. 51, 10407 Berlin (DE). **UHLMANN, Eckart**; Erlenweg 12, 25368 Kiebitzreihe (DE). **KATANACHO, Manuel**; Hochstädter Str. 20, 13347 Berlin (DE).

(74) Anwalt: **PFENNING, MEINIG & PARTNER MBB**; An der Frauenkirche 20, 01067 Dresden (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

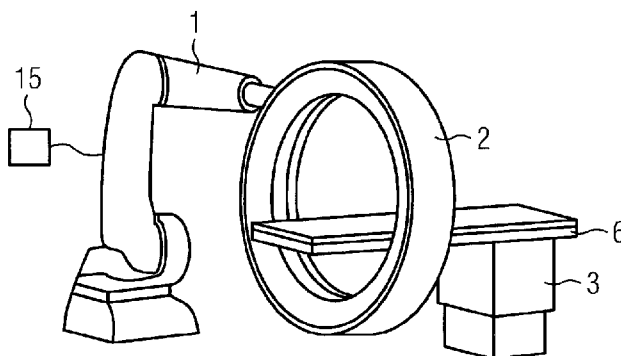
Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

(54) Title: IMAGING DEVICE FOR AN OPERATING THEATRE

(54) Bezeichnung: VORRICHTUNG ZUR BILDGEBUNG IN EINEM OPERATIONSSAAL

FIG 1



(57) Abstract: The invention relates to a device for imaging in an operating theatre, comprising an X-ray source (4), an X-ray detector (5), a robotic arm (1) on which the X-ray source (4) and the X-ray detector (5) are arranged on a retainer (2) of said robotic arm (1) and can be moved on or in said retainer (2), and a control unit (15) for controlling the robotic arm (1).

(57) Zusammenfassung: Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Bildgebung in einem Operationssaal mit einer Röntgenstrahlungsquelle (4), einem Röntgenstrahlungsdetektor (5), einem Roboterarm (1), an dem die Röntgenstrahlungsquelle (4) und der Röntgenstrahlungsdetektor (5) an einer Halterung (2) des Roboterarms (1) angeordnet und an der oder in der Halterung (2) bewegbar sind, und einer Steuereinheit (15) zum Ansteuern des Roboterarms (1).



WO 2018/007091 A1

Vorrichtung zur Bildgebung in einem Operationssaal

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Bildgebung in einem Operationssaal.

5

Kliniken erwirtschaften die Hälfte ihres Umsatzes in Operationssälen. Deshalb werden deren Kosten- und Nutzeneffizienz zunehmend optimiert. Während einer Operation benutzte Bildgebung steigert diese Effizienz, da sie dazu beiträgt, Revisionsoperationen einzusparen. Gleichzeitig verlängert und unterbricht die Anwendung von Bildgebungssystemen jedoch die Operation, wenn auch im günstigsten Fall nur um mehrere Minuten. Die Unterbrechungszeit erhöht sich jedoch drastisch, wenn die Bildgebungssysteme langsam scannen, umständlich zu bedienen sind oder deren Nutzung aufwändig vorzubereiten ist.

10

15

Aus dem Stand der Technik sind als Bildgebungssysteme Computertomografen und C-Bögen bekannt. Computertomografen (CT) bestehen aus einem

geschlossenen ringförmigen Gehäuse (Gantry), das Röntgenquelle und Röntgendetektor aufnimmt und fest in einem Operationssaal installiert ist. Ein zu untersuchender Patient wird in einer Öffnung des Gehäuses positioniert und durch Rotation der Röntgenquelle und des Röntgendetektors Röntgenbilddaten über einen Rotationsbereich von über 360° akquiriert. CT-Systeme bieten zwar eine sehr hohe Bildqualität, weisen bauartbedingt aber auch einen hohen Raumbedarf auf und versperren während der Bildaufnahme den Zugang zum Patienten.

C-Bögen sind flexibler einsetzbar, da an dem eigentlichen C-Bogen die Röntgenquelle und der Röntgendetektor einander gegenüberliegend angeordnet sind. Der C-Bogen wird zur Aufnahme am Patienten positioniert und über einen Winkelbereich von bis zu 200° um den Patienten rotiert. Die erhöhte Flexibilität wird jedoch durch einen geringeren Scanbereich erkauft.

Ein weiteres Problem bei der Verarbeitung derartiger Aufnahmen ergibt sich daraus, dass oftmals nicht alle wesentlichen Informationen verfügbar sind. So werden zwar Operationsmikroskope im Operationssaal zur Vergrößerung von Strukturen im Operationsgebiet eingesetzt. Allerdings muss, um eine zuverlässige Navigation erreichen zu können. Die Lage dieses Mikroskops relativ zu einem Patienten jederzeit bekannt sein. Erst dann kann das Suchfeld des Mikroskops bezüglich des Patienten und somit bezüglich des dreidimensionalen Datensatzes ermittelt werden.

Zur Bestimmung von Patienten- und Instrumentenlage ist es (beispielsweise aus DE 10 2015 212 352 A1) bekannt, ein optisches Tracking oder ein elektromagnetisches Tracking durchzuführen. Beim optischen Tracking wird ein externes stereoskopisches Kameramesssystem eingesetzt, das die Anordnung von Reflektorkugeln vermisst und daraus die Lage der Instrumente bzw. des Patienten bestimmt. Deutliche Nachteile dieses Verfahrens sind der eingeschränkte Patientenzugang wegen der zu berücksichtigenden Kamerasichtlinie (Line-of-Sight-Problematik) sowie die hohen Investitionskosten und laufenden Kosten für die erforderlichen Einwegreflektorkugeln. Zudem ist jedem Instrument eine einzigartige Anordnung von Reflektorkugeln zugeordnet, die jeweils eingemessen und spezifiziert werden müssen.

Das elektromagnetische Tracking nutzt ein mit einem Feldgenerator erzeugtes Magnetfeld zur Messung der Lage einer Sensorspule am Instrument bzw. Operationsgebiet. Diese Spule ermöglicht es, Aufschluss über die Position und Orientierung zu gewinnen. Wesentliche Nachteile dieses Verfahrens liegen in der hohen Ungenauigkeit und der Störempfindlichkeit gegenüber elektrisch leitfähigen oder ferromagnetischen Materialien.

Der vorliegenden Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung vorzuschlagen, die die genannten Nachteile vermeidet, mit der also eine durch Bildgebungssysteme verursachte Unterbrechungsdauer von Operationen minimiert und gleichzeitig möglichst genaue Informationen erlangt werden können.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch eine Vorrichtung nach dem unabhängigen Anspruch. Vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterentwicklungen sind in den abhängigen Ansprüchen beschrieben.

Eine Vorrichtung zur Bildgebung in einem Operationssaal weist eine Röntgenstrahlungsquelle, einen Röntgenstrahlungsdetektor, einen Roboterarm, der auch als Manipulator bezeichnet werden kann, und eine Steuereinheit zum Ansteuern des Roboterarms auf. An dem Roboterarm sind die Röntgenstrahlungsquelle und der Röntgenstrahlungsdetektor an einer Halterung des Roboterarms angeordnet und an der Halterung oder in der Halterung bewegbar.

Dies erlaubt einen gleichzeitig kompakten als auch flexibel einsetzbaren Aufbau. Indem der Roboterarm zur Positionierung der Röntgenstrahlungsquelle und des entsprechenden Detektors benutzt wird, kann die Vorrichtung flexibel und schnell in dem Operationssaal eingesetzt werden. Durch die Halterung wird gleichzeitig ein weiterer Scanbereich und damit verbunden eine hohe Bildqualität gewährleistet. Unter dem Begriff Röntgenstrahlung soll im Rahmen dieser Schrift elektromagnetische Strahlung im Wellenlängenbereich zwischen 5 und 250 pm verstanden werden. Durch eine Integration in den Operationssaal und eine bedarfsgerechte Verfügbarkeit wird ein Patientenzugang eines Chirurgen nur minimal eingeschränkt. Vorhandene Ausstattung des Operationssaals kann weiter verwendet werden. Eine hohe Flexibilität bei der Positi-

onierung reduziert die bei 3D-C-Bögen üblichen Kegelstrahl und Metallartefakte in einer 3D-Rekonstruktion und erhöht das Rekonstruktionsvolumen bedarfsgerecht. Zudem ist die erreichbare Bildqualität bei gleicher Strahledosis höher.

5

Die Halterung kann mit einem geschlossenen Gehäuse aus einem für Röntgenstrahlung durchlässigen Werkstoff ausgebildet sein. Durch den Werkstoff kann die Röntgenstrahlung immer noch hindurchtreten, wobei gleichzeitig die Röntgenstrahlungsquelle und der –detektor vor mechanischer Beschädigung und Verschmutzung geschützt sind. Unter dem Begriff "durchlässig" soll im Rahmen dieser Schrift insbesondere verstanden werden, dass mindestens 90 Prozent, vorzugsweise mindestens 95 Prozent einer einfallenden Intensität der Röntgenstrahlung das Gehäuse durchdringen.

10

15

Typischerweise ist das Gehäuse ringförmig ausgestaltet, so dass ein zu untersuchender Patient mittig in dem Gehäuse gelagert werden kann und Aufnahmen von allen Seiten gemacht werden können.

20

Es kann vorgesehen sein, dass der Roboterarm als ein Gelenkarm mit sechs Freiheitsgraden, d. h. drei translatorischen Freiheitsgraden und drei rotatorischen Freiheitsgraden, ausgestaltet ist, um eine maximale Flexibilität zu gewährleisten. Der Roboterarm weist hierzu in der Regel sechs Achsen auf, ist also als Sechssachsroboter ausgebildet.

25

Vorzugsweise weist der Roboterarm einen Kraftmomentensensor auf, mit dem Kräfte und Drehmomente detektierbar sind. Nach Registrierung entsprechender Kräfte oder Drehmomente und Verarbeitung durch die Steuereinheit kann die Vorrichtung dann infolge des detektierten Signals gesteuert werden.

30

An der Halterung kann eine Anzeige- und Eingabeeinheit angeordnet sein, die Informationen anzeigen und bzw. oder Eingaben entgegennehmen und an die Steuereinheit weiterleiten kann. Die Informationen können hierbei auch von der Steuereinheit bereitgestellt werden und beispielsweise ausgewertete Aufnahmen umfassen. Die Steuereinheit kann also auch als Steuer- und Auswerteeinheit ausgebildet sein.

35

Ein weiterer Aspekt der Erfindung, der allerdings auch losgelöst von den bisher besprochenen Merkmalen verwirklicht sein kann, betrifft eine optische Aufnahmeeinheit. Sofern diese optische Aufnahmeeinheit gemeinsam mit der zuvor bereits beschriebenen Vorrichtung zum Einsatz kommt, ist sie typischerweise an dem Roboterarm angeordnet, besonders vorzugsweise jedoch an der Halterung bzw. dem Gehäuse. Sie kann auch in das Gehäuse integriert sein.

Vorzugsweise weist die optische Aufnahmeeinheit ein Mikroskop auf, um Bilder mit möglichst hoher Auflösung zu erhalten.

Die Steuereinheit kann dazu ausgebildet oder eingerichtet sein, auf der Anzeige- und Eingabeeinheit zusätzlich zu einer von der optischen Aufnahmeeinheit aufgenommenen Aufnahme weitere Informationen einzublenden, um einem Benutzer möglichst viele Informationen zukommen zu lassen.

Die weiteren Informationen können hierbei ein Schichtbild aus einem von dem Röntgenstrahlungsdetektor aufgenommenen Datensatz, eine Einblendung eines vorab definierten Zielgebiets und bzw. oder eine Struktur eines dreidimensionalen Datensatzes umfassen. Typischerweise sind die weiteren Informationen mittels markanter Punkte oder Strukturen in der von der optischen Aufnahmeeinheit aufgenommenen Aufnahme ermittelt. In besonders bevorzugter Weise weist die Vorrichtung mindestens einen Marker auf, der einen der markanten Punkte kennzeichnet.

Es kann vorgesehen sein, dass der mindestens eine Marker auf seiner Oberfläche mit einem Muster aus einem aus schwarzen Punkten gebildeten äußeren Rahmen, einem aus weißen Punkten gebildeten inneren Rahmen und einem Punktmuster aus schwarzen und bzw. oder weißen Punkten versehen ist.

Der Marker kann ein symmetrisches aufgebautes Muster aufweisen, um einen Mittelpunkt einfacher bestimmen zu können.

Die beschriebene Vorrichtung kann im Rahmen eines Bildgebungsverfahrens eingesetzt werden bzw. ein entsprechend der zuvor besprochenen Merkmale ausgebildetes Verfahren kann mit der offenbarten Vorrichtung durchgeführt

werden.

Ein Computerprogrammprodukt weist eine auf einem maschinenlesbaren Träger, vorzugsweise einem digitalen Speichermedium, gespeicherte Befehls-
folge zum Durchführen des beschriebenen Verfahrens und bzw. oder zum
Ansteuern der beschriebenen Vorrichtung auf, wenn das Computerpro-
grammprodukt auf einer elektronischen Recheneinheit abläuft. Vorzugsweise
kann das Computerprogrammprodukt direkt in einen internen Speicher der
elektronischen Recheneinheit geladen werden oder ist in diesem bereits ge-
speichert und umfasst typischerweise Teile eines Programmcodes zum Durch-
führen des beschriebenen Verfahrens oder zum Ansteuern der beschriebenen
Vorrichtung, wenn das Computerprogrammprodukt auf der elektronischen
Recheneinheit abläuft bzw. ausgeführt wird. Das Computerprogrammprodukt
kann auch ein Computerprogramm umfassen, das Softwaremittel zur Durch-
führung des beschriebenen Verfahrens und bzw. oder zum Ansteuern der be-
schriebenen Vorrichtung aufweist, wenn das Computerprogramm in einem
Automatisierungssystem oder auf der Steuereinheit ausgeführt wird.

Ausführungsbeispiele der Erfindung sind in den Zeichnungen dargestellt und
werden nachfolgend anhand der Figuren 1 bis 22 besprochen.

Es zeigen:

Fig. 1 eine perspektivische Ansicht der Vorrichtung zur Bildgebung in einem
Operationssaal;

Fig. 2 eine Figur 1 entsprechende Ansicht der Vorrichtung mit Röntgenstrah-
lungsquelle und -detektor;

Fig. 3 eine Figur 2 entsprechende Ansicht mit einer Anzeige- und Ausgabe-
einheit;

Fig. 4 eine perspektivische Ansicht der Anzeige- und Ausgabeeinheit mit ver-
schiedenen Ansteuerarten;

Fig. 5 eine Figur 2 entsprechende Ansicht mit einer Instrumentenhalterung;

Fig. 6 eine seitliche Ansicht des über dem Patienten befindlichen Mikroskops;

5 Fig. 7 eine Figur 6 entsprechende Darstellung des Stands der Technik;

Fig. 8 eine schematische Ansicht der Erkennung markanter Punkte oder Strukturen im Mikroskopbild;

10 Fig. 9 eine Figur 8 entsprechende Ansicht der Erkennung markanter Punkte oder Strukturen im dreidimensionalen Raum;

Fig. 10 eine schematische Darstellung der Bestimmung einer Kameralage;

15 Fig. 11 eine schematische Ansicht der Zuordnung von Punkten und Strukturen;

Fig. 12 eine Ansicht der Aufbereitung von Zusatzinformationen;

20 Fig. 13 eine schematische Darstellung einer Bestimmung markanter Punkte im dreidimensionalen Raum durch Aufnahme mehrerer Videobilder ;

Fig. 14 eine Figur 13 entsprechende Darstellung mit Aufnahme eines Stereobildpaars;

25

Fig. 15 eine Figur 13 entsprechende Darstellung mit Aufnahme eines Instruments;

Fig. 16 eine Figur 13 entsprechende Darstellung mit Aufnahme eines Instruments in Stereobildern;

30

Fig. 17 eine schematische perspektivische Ansicht einer Markerdetektion;

Fig. 18 eine Draufsicht auf verschiedene Markerstrukturen;

35

Fig. 19 eine perspektivische Ansicht der Markerstrukturen bei einer Lungenbi-

opsie;

Fig. 20 eine Draufsicht auf einen Patientenkopf mit aufgebrachten Markern;

5 Fig. 21 eine schematische Ansicht einer Ultraschallanwendung samt Markern
und

Fig. 22 eine Figur 21 entsprechende Ansicht einer Mikroskopieanwendung.

10 In Figur 1 ist in einer perspektivischen Ansicht eine Vorrichtung zur Bildgebung
in einem Operationssaal dargestellt. Der gezeigte neuartige Lösungsansatz
kombiniert die Konzepte Computertomografie, Kegelstrahltomografie und
Robotik. Ein Roboterarm 1, der als Sechssachsroboterarm ausgestaltet ist, wird
über eine Steuereinheit 15 angesteuert und kann in verschiedene Positionen
15 verfahren werden. Mit einem Ende ist der Roboterarm 1 auf einem Boden des
Operationssaals fixiert, kann in weiteren Ausführungsformen jedoch auch auf
einer beweglichen Verfahreinheit gelagert sein. An seinem anderen Ende ist
eine Halterung 2 angebracht, die aus einem ringförmigen, allseitig bis auf eine
Kabeldurchführung zum Roboterarm 1 geschlossenen Gehäuse besteht, das
20 aus einem für Röntgenstrahlung durchlässigen Werkstoff ausgebildet ist. Die
Vorrichtung umfasst in dem in Figur 1 dargestellten Ausführungsbeispiel einen
Sockel 3 für einen Patiententisch 6, jedoch können diese beiden Kompo-
nenten in weiteren Ausführungsformen auch entfallen. Mit der dargestellten Vor-
richtung kann eine Unterbrechungsdauer einer Operation auf unter zwei Mi-
25 nuten reduziert werden.

Sämtliche Bildgebungs-komponenten, also eine Röntgenstrahlungsquelle und
ein Röntgenstrahlungsdetektor sind auf einer ringförmigen Struktur mit einem
Durchmesser von 1,5 m innerhalb des geschlossenen Gehäuses der Halterung
30 2 angeordnet und dort drehbar beweglich gelagert. Somit wird eine kontinu-
ierliche Rotation und bzw. oder eine freie Positionierung der Bildgebungs-
komponenten ermöglicht. Verglichen mit C-Bögen wird daher die Patientensi-
cherheit erhöht, da während des Scans keine Teile offen durch die Rotation
bewegt werden und somit keine patientengefährdende Kollisionsgefahr be-
steht. Ein ringförmiges Lager, insbesondere ein Kugellager, ermöglicht eine
35 Bewegung unabhängig von dem Gehäuse durch eine elektromagnetische An-

triebseinheit, die beispielsweise über einen Zahnkranz an der bewegten Lagerseite eine oder beide Bildgebungskomponenten verfährt.

5 In weiteren Ausführungsbeispielen können auch mehrere Röntgenquellen und mehrere Röntgendetektoren verbaut werden. Insbesondere für eine Angiographie oder eine röntgenbasierte Navigation können auch mehr als eine Röntgenstrahlungsquelle-Röntgenstrahlungsdetektor-Kombination eingesetzt werden. Die zweite Kombination der Bildgebungskomponenten wird dann auf der ringförmigen Struktur versetzt geführt. Die Röntgenstrahlungsquelle verfügt über ein Blendensystem, das den Strahlenbereich einschränken kann.

10 Der Röntgenstrahlungsdetektor kann als ein Flachdetektor oder Zeilen- bzw. Matrixdetektor ausgebildet sein. Insbesondere beim Einsatz des Flachdetektors kann die Blende der Röntgenstrahlungsquelle derart elektromotorisch verändert werden, dass der Flachdetektor als Liniendetektor fungiert. Somit kann wie bei der Computertomografie eine einzelne Schicht im dreidimensionalen Raum aufgenommen werden, was potentielle Streustrahlung reduziert.

15 Konzentrisch zur Ringanordnung können weitere positionierbare mechanische Ringe oder Schienen vorhanden sein. An diesen können beispielsweise (Roboter-)Systeme für Biopsien, Lasersysteme für die Therapie o.ä. befestigt sein. Diese lassen sich durch die örtliche relative Lage zwischen dem Bildgebungs- und Therapiesystem ideal beispielsweise für automatisierte oder semi-automatisierte operative Eingriffe einsetzen.

25 Der beschriebene Roboterarm 1 kann sowohl auf dem Boden (wie dargestellt), als auch an einer Wand oder einer Decke des Operationssaals oder Untersuchungsbereichs montiert sein. Eine Kombination der Roboterarmbewegung mit der Bewegung der ringförmigen Struktur ermöglicht bekannte oder neue Bildaufnahmehabnen. Auch lässt sich so ein größerer Bildbereich aufnehmen als die starre Kombination aus Röntgenstrahlungsquelle und Röntgenstrahlungsdetektor ohne Bewegung ermöglicht. Der Roboterarm 1 kann das Gehäuse bzw. die Halterung 2 während der Bildaufnahme gezielt bewegen, um so die Bildqualität zu verbessern und verformte Objekte zu scannen.

Typischerweise ist das Gehäuse mit Sensoren versehen, die eine Stellung des Objekts erkennen und eine Kollision vermeiden. Die Sensoren können beispielsweise elektromagnetisch, kapazitiv, induktiv, optisch oder auf Basis von Ultraschall ausgebildet sein. Auch an potentiellen Kollisionsobjekten können Sensoren oder Erfassungseinheiten oder Marker integriert bzw. befestigt sein.

Mindestens ein Kraftmomentensensor am Roboterarm 1, insbesondere zwischen einem Endeffektor und dem Gehäuse, also am Ende des Roboterarms 1, und bzw. oder an jedem Gelenk des Roboterarms 1 ermöglicht eine Reaktion auf einwirkende Kräfte oder Drehmomente. Die Sensoren erhöhen die Sicherheit der Vorrichtung, können aber auch gezielt zur Interaktion genutzt werden. Mit der beschriebenen Vorrichtung können auch zweidimensionale Röntgenbilder aufgenommen werden. Gleichzeitig kann das System sehr schnell ohne Gefahr seine Bildaufnahmerichtung verändern und so aus unterschiedlichen Richtungen Bilder aufnehmen.

In Figur 2 ist in einem Ausführungsbeispiel eine Anordnung der Bildgebungskomponenten zur Kegelstrahl-Computertomografie dargestellt. Wiederkehrende Merkmale sind in dieser Figur wie auch in den folgenden Figuren mit identischen Bezugszeichen versehen. Die Röntgenstrahlungsquelle 4 und der Röntgenstrahlungsdetektor 5 sind nun einander gegenüberliegend angeordnet und werden in dieser Ausrichtung rotiert, so dass sie aus beliebigen seitlichen Blickwinkeln Durchleuchtungen des Patienten aufnehmen. Zusätzlich können auch weitere Bildgebungskomponenten der optischen Tomografie wie Laser und Kameras, insbesondere 3D-Kameras, verwendet werden. Für derartige optische Sensoren oder Aufnahmeeinheit kann, starr verbunden mit der Röntgenstrahlungsquelle 4 oder dem Röntgenstrahlungsdetektor 5, eine entsprechende Aufnahmeeinheit angeordnet sein und eine Innenseite des Gehäuses für elektromagnetische Strahlung im sichtbaren Bereich, d. h. bei Wellenlängen zwischen 400 nm und 780 nm durchlässig sein. Alternativ oder zusätzlich kann auch elektromagnetische Strahlung im infraroten Wellenlängenbereich (d. h. für Wellenlängen zwischen 780 nm und 3 μ m) samt einer entsprechenden Ausgestaltung der Vorrichtung verwendet werden.

Vorzugsweise ist der die Bildgebung führende Roboterarm 1 kollaborativ ausgestaltet, d. h. seine Mechanik ist sensitiv gegenüber Kräften oder kontaktlo-

sen Eingaben während der Bewegung. Die Vorrichtung kann beispielsweise handgeführt entlang des Patiententischs 6 bewegt und ausgerichtet werden. Eine Umsetzung der Handführung kann mit einer Anzeige der Vorrichtung kombiniert werden. Wie in Figur 3 dargestellt, kann das Gehäuse der Halte-
5 rung 2 mit einer flächigen Anzeige- und Ausgabeeinheit 7 als Visualisierungseinheit versehen werden bzw. von diesem umschlossen werden. Die Anzeige- und Ausgabeeinheit 7 kann sowohl eine Anzeigefunktion als auch eine Registrierung von Berührungen übernehmen, es können außerdem Bedienelemente oder Scanergebnisse dargestellt werden.

Figur 4 zeigt in einer perspektivischen Ansicht die Anzeige- und Ausgabeeinheit 7 mit verschiedenen Ansteuerarten. Durch eine kraftsensorunterstützte Multi-Touch-Eingabe oder kontaktlose Handgesten kann nämlich gleichzeitig zur Anzeige eine bequeme Ausrichtung der Vorrichtung erreicht werden. Je
10 nachdem, mit welcher Geste und mit welcher Kraft ein Anwender agiert, wird die Position und Orientierung des Gehäuses angepasst. Beispielsweise kann ein Ziehen an einer Gehäusekante 8 eine Rotation des Gehäuses um seine Längsachse bzw. ein Gieren bewirken. Ein Berühren von Gehäuseflächen, beispielsweise der Gehäusegrundfläche 9 oder der Gehäusmantelfläche 10, be-
15 wirkt eine horizontale oder vertikale Bewegung, wie in Figur 4 gezeigt. Bei einem kontaktlosen Verfahren muss die Berührung des Gehäuses nur angedeutet werden. Zur Erhöhung der Bediener- und Patientensicherheit können Tot-Mann-Schalter oder Fußschalter die Eingabe bestätigen bzw. freischalten.

Die beschriebene Vorrichtung wird zur Bildaufnahme an den Patienten bewegt und laterale sowie anterior-posteriore Aufnahmen zusammen automatisiert aufgenommen. Dabei bewegt sich die innenliegende, ringförmige Struktur mit den Bildgebungskomponenten beispielsweise in die waagrechte Strahlrichtung, macht dort eine Bildaufnahme, und dann in die horizontale
20 Strahlrichtung, und macht dort noch eine Bildaufnahme. Der Vorgang kann sehr schnell und mit verminderter Kollisionsgefahr erfolgen, da die Bewegung nur innerhalb des ringförmigen Gehäuses erfolgt. Über eine Touch-Anzeige kann ein Scanzentrum bei beiden Durchleuchtungen markiert werden. Die Vorrichtung korrigiert ihre Ausrichtung entsprechend selbst und führt danach
25 automatisiert den dreidimensionalen Scan durch.

Einmal am Patiententisch 6 positioniert, kann das Gehäuse auch weitere Module aufnehmen. Wie in Figur 5 in einer perspektivischen Darstellung wiedergegeben, kann ein Haltevorrichtungssockel 11 an einem Gehäusedeckel 12 oder einem Gehäuseboden 13 analog zu den Bildgebungskomponenten, also der Röntgenstrahlungsquelle 4 und dem Röntgenstrahlungsdetektor 5, aber unabhängig von diesen kreisförmig um den Patiententisch 6 bewegt und ausgerichtet werden. Auf diesem Haltevorrichtungssockel 11 können weitere externe Messsysteme oder Aktuatoren angebracht werden, wobei der Haltevorrichtungssockel 11 typischerweise als Gelenkarm ausgestaltet ist, der an einem dem Gehäuse abgewandten Ende eine Haltevorrichtung 14 aufweist. Somit kann ein Roboterassistenzsystem zum Halten und Führen von chirurgischen Instrumenten befestigt werden, das so mit dem Haltevorrichtungssockel 11 interagieren kann, dass sein Tool Center Point (TCP) während einer Bewegung des Haltevorrichtungssockels 11 im Raum fixiert bleibt. Somit bleibt das chirurgische Instrument ortsfest, während der Roboterarm 1 bedarfsgerecht aus- oder umgerichtet werden kann.

Wie zuvor bereits beschrieben und in Figur 5 auf der rechten Seite dargestellt, kann auch eine optische Aufnahmeeinheit 16 an der oder in der Halterung 2 angeordnet sein. In weiteren Ausführungsbeispielen kann diese optische Aufnahmeeinheit 16 aber auch losgelöst von der Halterung 2 positioniert werden. Die feste Verbindung erlaubt eine direkte Navigation in den von der optischen Aufnahmeeinheit 16 getätigten Aufnahmen. Eine bei externen Navigationssystemen übliche Registrierung des Patienten zum Bilddatensatz entfällt daher, was die Handhabung der klinischen Navigation vereinfacht und neue Möglichkeiten der Automatisierung eröffnet. Zum Beispiel kann ein am Ringgehäuse befestigter Gelenkarm oder Roboterarm eine Führung einer Biopsienadel am Patienten ausrichten. Im ersten Schritt würde ein 3D-Röntgenscan vom Patienten aufgenommen und das zu biopsierende Gewebe vom Operateur auf dem Bedienfeld der Anzeige- und Ausgabeeinheit 7 markiert werden. Der Gelenkarm kann die Führung der Biopsienadel so ausrichten, dass das Einbringen der Nadel das markierte Gewebe exakt entfernt.

Die beschriebene Vorrichtung kann sowohl bei einer medizinischen Bildgebung als auch einer Bildgebung zur zerstörungsfreien Materialprüfung, industriellen Messtechnik, Sicherheitstechnik und Qualitätssicherung von Le-

bensmitteln eingesetzt werden. Zum Beispiel können mit einem entsprechend dimensionierten System Winglets eines Flugzeugs gescannt werden.

Die bereits beschriebene optische Aufnahmeeinheit 16 kann wie in Figur 5 dargestellt an dem Gehäuse angebracht sein, in einer weiteren Ausführungsform jedoch auch losgelöst von dem Gehäuse und ohne Benutzung der zuvor beschriebenen Vorrichtung mit anderen Systemen zur Röntgenbildgebung verwendet werden. Es wird daher nachfolgend ein Verfahren zur Navigation eines digitalen Operationsmikroskops auf Basis von Videobilddaten beschrieben, mit dem in ein Videobild des Operationsmikroskops Zusatzinformationen mittels Augmented Reality eingeblendet werden können oder chirurgische Instrumente, die sich im Sichtfeld des Mikroskops bewegen, navigiert werden können.

Zusatzinformationen in diesem Sinne können Planungsdaten für die Operation oder Schichtbilder aus einem präoperativ aufgenommenen dreidimensionalen Patientendatensatz sein. Der präoperativ aufgenommene dreidimensionale Patientendatensatz kann aus Röntgencomputertomografie, Magnetresonanztomografie oder einer anderen dreidimensionalen bildgebenden Methode resultieren. Planungsdaten sind Markierungen im Patientendatensatz, die der Arzt oder ein anderer Benutzer vor der Operation im Datensatz vornimmt, um Strukturen einfacher unterscheiden zu können oder einfacher zu finden. Zu den Planungsdaten gehört insbesondere ein Zielgebiet, das die Strukturen definier, an denen der operative Eingriff stattfindet, oder ein Sicherheitsgebiet, das Strukturen definiert, die unter keinen Umständen verletzt werden dürfen. Schichtbilder, die in das Mikroskopbild eingeblendet werden, werden aus dem Patientendatensatz generiert und zeigen die Sicht des Mikroskops auf den Patienten in einer tieferen Ebene des Patienten.

Die Lagebestimmung, d. h. Position und Orientierung, des Operationsmikroskops relativ zu dem Patienten erfolgt direkt durch eine Verarbeitung der Videobilddaten des Operationsmikroskops. Optische oder elektromagnetische Trackingsysteme zum Ermitteln der Patientenlage und der Mikroskoplage werden typischerweise nicht verwendet, können in weiteren Ausführungsformen aber natürlich zum Einsatz kommen. Außerdem wird durch das Verfahren direkt die Transformation zwischen Mikroskopkamera und Patienten

ermittelt, wodurch zusätzliche Kalibrierverfahren entfallen.

Operationsmikroskope werden im Operationssaal zur Vergrößerung von Strukturen im Operationsgebiet eingesetzt. Wie nachfolgend noch erläutert, kann der operative Eingriff mit Hilfe des Operationsmikroskops erleichtert werden, indem Zusatzinformationen in das Bild des Operationsmikroskops eingeblendet werden können oder dadurch, dass im Bild des Operationsmikroskops chirurgische oder andere Hilfsinstrumente navigiert werden können. So können beispielsweise Zusatzinformationen aus dem Patientendatensatz wie Schichtbilder aus einem CT- oder Magnetresonanztomografie-Datensatz (MRT) in das Mikroskopbild eingeblendet werden. Außerdem kann die Operationsplanung, die Markierung markanter Punkte oder segmentierte Strukturen im dreidimensionalen Datensatz auf das Mikroskopbild projiziert und visuell dargestellt werden. Somit können Operationen sicherer und effizienter gestaltet werden. Beispielsweise können Nervenbahnen im Mikroskopbild visuell hervorgehoben werden. Figur 6 zeigt dies in einer schematischen seitlichen Ansicht. Die optische Aufnahmeeinheit 16 mit dem Mikroskopsensor 17 wird über dem Patienten 19 positioniert. Das Sichtfeld 18 der optischen Aufnahmeeinheit 16 erfasst eine Oberflächenkontur, wobei zum Berechnen ein Koordinatenursprung 21 des Mikroskopkoordinatensystems und ein Koordinatenursprung 20 des dreidimensionalen Patientendatensatzes festgelegt werden. Die relative Lage ist dann durch eine Transformation zwischen den beiden Koordinatensystemen ermittelbar.

Bei den in Figur 7 in einer seitlichen Ansicht dargestellten bisherigen und aus dem Stand der Technik bekannten Ansätzen zur Mikroskopnavigation wird eine relative Lage zwischen dem Mikroskop in der optischen Aufnahmeeinheit 16 und dem Patienten 19 über Tracker 22 mittels eines optischen Trackingsystems erfasst. Hierzu werden die Lage des jeweiligen Trackers 22 am Mikroskop und die Lage des Trackers 22 am Patienten 19 durch eine Kamera 23 erfasst und die Lage zwischen dem Mikroskoptracker 22 und dem Mikroskopobjektiv durch eine Hand-Auge-Kalibrierung sowie zwischen dem Patiententracker 22 und dem Patienten 19 mithilfe einer Patientenregistrierung bestimmt.

Das hier vorgestellte Verfahren hat demgegenüber das Ziel, den

5 Mikroskopanwender durch eine Augmented-Reality-Einblendung von Zusatz-
informationen wie beispielsweise ein Schichtbild aus einem CT-Datensatz,
eine Einblendung eines vorab definierten Zielgebiets oder einer Struktur aus
dem dreidimensionalen Datensatz zu unterstützen. Die Berechnung der dafür
benötigten Transformation zwischen dem Mikroskopobjektiv und dem Patien-
ten 19 erfolgt durch eine Verarbeitung der Bildsequenz des Mikroskops.

10 Hierfür sind typischerweise fünf Schritte nötig: In einem ersten Schritt werden
markante Punkte oder Strukturen im Mikroskopbild erkannt. Im zweiten
Schritt wird die Lage markanter Punkte oder Strukturen im dreidimensionalen
Raum bestimmt. Nachfolgend wird in einem weiteren Schritt die Kameralage
bezüglich der Punkte und Strukturen im dreidimensionalen Raum bestimmt
sowie in einem nachgelagerten Schritt die Zuordnung markanter Punkte oder
Strukturen zu Punkten oder Strukturen im 3d-Datensatz vollzogen. Schließlich
15 erfolgt eine Aufbereitung von Zusatzinformationen und eine Einblendung in
das Mikroskopbild.

Figur 8 zeigt in einer schematischen Ansicht die im ersten Schritt erfolgende
Erkennung markanter Punkte oder Strukturen. Markante Punkte 25 oder
20 Strukturen werden in einer Bildsequenz 26 aus Mikroskopaufnahmen zuver-
lässig wiederholt bestimmt. Hierzu werden aus verschiedenen
Mikroskoppositionen 24 immer wieder Aufnahmen des Patienten 19 gemacht,
um daraus die markanten Punkte 25 zu ermitteln.

25 Figur 9 zeigt in einer Figur 8 entsprechenden Ansicht eine Bestimmung der
markanten Punkte 25 oder Strukturen im dreidimensionalen Raum. Die er-
kannten Punkte oder Strukturen werden im dreidimensionalen Raum rekon-
struiert, um eine Referenz zum Patientendatensatz herzustellen.

30 Die Bestimmung der Kameralage bezüglich der Punkte und Strukturen im
dreidimensionalen Raum ist in Figur 10 dargestellt. Zur Bestimmung des Sicht-
felds des Mikroskops bezüglich des 3D-Patientendatensatzes wird die Lage der
Kamera bezüglich der rekonstruierten Punkte oder Strukturen im dreidimen-
sionalen Raum bestimmt. In einer Bildebene 27 des Mikroskopobjektivs wird
35 eine Abbildung 29 eines Raumpunkts 30 durch ein optisches Zentrum 31, der
in der Hauptebene des Mikroskopobjektivs 28 liegt, erzeugt.

Figur 11 zeigt in einer schematischen Ansicht, wie eine Zuordnung der markanten Punkte oder Strukturen zu Punkten oder Strukturen im 3D-Datensatz erfolgt. Die Transformation 34 zwischen dem Mikroskop und dem 3D-Datensatz ergibt sich durch Matchen der markanten Punkte 25 oder Strukturen im dreidimensionalen Raum zu den entsprechenden Punkten oder Strukturen im 3D-Datensatz. Ein Registrieralgorithmus berechnet hierzu die relative Transformation 34 (Rotation und Translation) durch Korrespondenzen 32 zwischen rekonstruierten Punkten 33 im dreidimensionalen Raum und Punkten 25 im präoperativ aufgenommenen 3D-Datensatz.

In Figur 12 ist schließlich dargestellt, wie der finale Schritt des Verfahrens, die Aufbereitung von Zusatzinformationen und die Einblendung in das Mikroskopbild, erfolgt. Da das Sichtfeld der optischen Aufnahmeeinheit 16 bzw. der Kamera auf den präoperativ aufgenommenen 3D-Patientendatensatz bekannt ist, können Zusatzinformationen aus dem 3D-Datensatz in das Mikroskopbild als Unterstützung für den Operateur eingeblendet werden. Der Mikroskopsensor 37 bzw. das Mikroskopbild wird hierbei mit einer Einblendung 36 der Struktur versehen, die beispielsweise die markierte Struktur 35 als Zielstruktur kennzeichnet.

Figur 13 zeigt ein erstes Verfahren in einer schematischen Darstellung, mit dem die Bestimmung der Lage markanter Punkte 25 oder Strukturen im dreidimensionalen Raum erfolgen kann. Hierbei wird eine Rekonstruktion der Oberfläche 39 des Patienten 19 und eine Lokalisierung der optischen Aufnahmeeinheit 16 durch Aufnahme mehrerer Videobilder aus mehreren Positionen erreicht. Wie zuvor wird durch ein Mikroskopobjektiv 38 eine Abbildung auf dem Mikroskopsensor 17 erreicht. Über die als Datenverarbeitungseinheit ausgestaltete Steuereinheit 15 erfolgt dann eine Darstellung des Mikroskopbilds 37 samt einer Augmented-Reality-Visualisierung 41 auf einem Bildschirm 40.

In einer Figur 13 entsprechenden Darstellung ist in Figur 14 eine Variante der Rekonstruktion gezeigt, bei der ein Stereobildpaar aufgenommen wird. Es sind nun zwei Mikroskopsensoren 17 für Stereosehen vorgesehen und entsprechend ein Mikroskopobjektiv 38 mit zwei optischen Pfaden für Stereosehen.

In einer weiteren Variante zeigt Figur 15 die Bestimmung charakteristischer Punkte im Mikroskopkoordinatensystem durch Lokalisierung eines Pointerinstruments 42 im Mikroskopbild. Hierbei wird den Pointer 42 oder ein anderes Instrument ein Antasten von Merkmalspunkten durchgeführt zur Patientenregistrierung. Eine Lokalisierung des Pointers 42 bzw. Zeigerinstruments erfolgt durch eine Bildverarbeitung.

Schließlich ist in Figur 16 in einer den Figuren 13 bis 15 entsprechenden Darstellung eine weitere Variante gezeigt, bei der das Instrument 42 anhand der Stereobilder lokalisiert wird. Die Referenz zwischen Patientenoberfläche 39 bzw. Punkten auf der Patientenoberfläche 39 und dem 3D-Datensatz des Patienten 19 wird durch einen Registrieralgorithmus umgesetzt. Die Lokalisierung des Zeigerinstruments 42 erfolgt durch eine Stereolokalisierung aus den Stereobildern. Anschließend ist die Transformation³⁴ zwischen dem Mikroskop samt Mikroskopobjektiv 38 und dem 3D-Datensatz des Patienten 19 bekannt (d. h. Blickrichtung des Mikroskops auf den Patienten 19), wodurch in das Mikroskopbild 37 Zusatzinformationen eingeblendet werden können.

Ein weiterer Aspekt der Erfindung, der allerdings auch losgelöst von den bisher besprochenen Merkmalen verwirklicht sein kann, betrifft eine Ausgestaltung eines Markers. Im Folgenden wird ein markergestützter Ansatz der Bildverarbeitung zur Navigation medizinischer Instrumente und Geräte beschrieben, der keine externe Trackinghardware benötigt. Wie in Figur 17 in einer schematischen Ansicht dargestellt, werden hierbei künstlich angebrachte Marker 44 detektiert. Eine optische Aufnahmeeinheit 16 als Messkamera, beispielsweise eine kleine Videokamera, befindet sich direkt am zu navigierenden chirurgischen Instrument. Die Lage der optischen Aufnahmeeinheit 16 relativ zum Patienten 19 wird durch eine Verarbeitung von Kamerabilddaten bestimmt. Ein sicheres Tracking garantieren die künstlichen Marker 44, die am oder auf den Patienten 19 geklebt oder anderweitig befestigt wurden. Dadurch ist das gesamte System nicht nur einfacher und schneller anwendbar, sondern auch kostengünstiger.

Die chirurgische Navigation ermöglicht eine Live-Darstellung der Lage, d. h. der Position und Orientierung im Raum, chirurgischer oder medizinischer Instrumente in einem präoperativ aufgenommenen dreidimensionalen Daten-

satz eines Patienten 19 (z. B. CT-Volumendaten) während eines operativen Eingriffs oder bei der Diagnose. Weiterhin können durch die Navigation von medizinischen Instrumenten aus 2D-Sensoren 3D-Daten generiert werden oder Daten mehrerer Modalitäten kombiniert werden. Eine Beispielanwendung ist ein 2D-Ultraschallkopf, dessen Daten durch eine Navigation zu einem 3D-Volumen kombiniert werden können. Ein weiteres Beispiel sind die bereits beschriebenen Augmented-Reality-Einblendungen (beispielsweise definierter Zielregionen, Patientenstrukturen oder Schichtbilder aus einem 3D-Datensatz) in das Bild optischer Instrumente, die navigiert werden. Durch eine Navigation dieser Instrumente, z. B. Endoskop oder Mikroskop, ist die Lage der Optik relativ zum Patienten 19 und somit die Blickrichtung der Optik auf den Patientendatensatz bekannt.

Ziel des Verfahrens ist daher eine simple und robuste Positionsbestimmung, die keines aufwändigen Systemaufbaus samt umständlicher Registrierungsprozesse bedarf. Der Ansatz basiert auf einer Verarbeitung von Bildern, die entweder direkt vom jeweiligen Instrument oder der am Gerät montierten optischen Aufnahmeeinheit 16 aufgenommen werden. Die Verarbeitung umfasst dann typischerweise vier Schritte: Aufnehmen einer Bildsequenz, Berechnen korrespondierender Feature-Punkte in den Bildern, Errechnen einer 3D-Punktwolke aus den Feature-Punkten sowie Bestimmung der Kameralage zur Punktwolke.

Die Feature-Punkte sind durch die künstlich angebrachten Marker 44 in jedem Bild detektierbar. Spezielle Algorithmen errechnen möglichst eindeutige Eigenschaften dieser Punkte. Anhand dieser Eigenschaften können danach korrespondierende Feature-Punkte in unterschiedlichen Bildern wiederholt detektiert werden. Durch Triangulation von in mehreren Bildern wiedergefundenen Punkten wird aus den Feature-Punkten ein 3D-Modell der betrachteten Oberfläche errechnet. Die 3D-Punkte dieses Modells können schließlich genutzt werden, um die jeweilige Lage der optischen Aufnahmeeinheit 16 relativ zu dem 3D-Modell zu errechnen, d. h. die Projektionsmatrix, die die 3D-Punkte an die richtige Position im neuen Bilde projiziert, beschreibt die korrekte Rotation und Translation zwischen den optischen Aufnahmeeinheiten 16.

Diese Situation ist auch in Figur 17 dargestellt. Zwei optische Aufnahmeeinheiten 16 detektieren die auf dem Patienten 19 angeordneten Marker 44. In Bildebenen 43 der optischen Aufnahmeeinheiten 16 ist dann eine Projektion 45 der Marker 44 zu ermitteln. Die Funktionalität dieses bildbasierten Ansatzes zur Positionsbestimmung hängt maßgeblich von der Anzahl und der Qualität markanter Punkte ab. Insbesondere in vielen medizinischen Anwendungsfällen ist es häufig schwer, natürlich robuste Punkte zu bestimmen, da die betrachteten Konturen (z. B. menschliche Haut) nur schlecht differenzierbare Konturen aufweisen. Durch das zusätzliche Bereitstellen markanter und unterscheidbarer Punkte wird dieses Problem gelöst.

Figur 18 zeigt in einer Draufsicht mehrere Ausführungsbeispiele von Strukturen der Marker 44, die allesamt einen äußeren schwarzen Rand, einen inneren weißen Rand und ein innenliegendes Punktmuster aufweisen. Nach dem inneren weißen Rand kann nochmals ein zusätzlicher schwarzer Rand vorgesehen sein. Das Punktmuster sowie die Ränder können aus quadratischen, kreisförmigen, rechteckigen oder elliptischen Pixeln aufgebaut sein. Die dargestellten Strukturen entsprechen "Finder Patterns", die sich zuverlässig mittels Algorithmen detektieren lassen. Um sicher einen Mittelpunkt bestimmen zu können, ist in den dargestellten Ausführungsbeispielen jedes der Muster symmetrisch aufgebaut.

Durch Verwenden eines Satzes vordefinierter Marker 44, von denen je nach Bedarf eine bestimmte Anzahl an beliebigen Positionen im Sichtfeld der optischen Aufnahmeeinheit 16 platziert wird. Die Markerstrukturen sind angelehnt an die "Finder Patterns" von QR-Codes. Die künstlichen Feature-Punkte haben zwei wichtige Eigenschaften: Eine einfache und robuste Detektierbarkeit und eine eindeutige Unterscheidbarkeit. Die einfache Detektierbarkeit mit Bildverarbeitungsalgorithmen ist durch die Eigenschaften der "Finder Patterns" gegeben, wodurch mittels einer Konturerkennung mehrere ineinanderliegende Konturen gefunden werden können, und die künstlichen Marker so eindeutig festgelegt werden können. Die Unterscheidbarkeit ergibt sich aus den unterschiedlich definierten Strukturen in der Mitte des jeweiligen Markers 44. Die Besonderheit des Verfahrens ist, dass die Marker mittels konventioneller Feature-Deskriptoren unterschieden werden können, da sich die Gradienten im Bild von der Umgebung des Mittelpunkts jedes

Markers 44 durch die definierte Struktur unterscheiden. Von jedem gefundenen Marker wird der Mittelpunkt berechnet. Dieser Punkt wird als Feature-Punkt verwendet, so dass sich eine Abfolge von vier Verfahrensschritten ergibt: Funder-Patter-Erkennung durch eine Konturerkennung,

5 Mittelpunktbestimmung aus den Konturen (entspricht Featurepunkt), Bestimmung der Feature-Deskriptoren in der Umgebung der Feature-Punkte und Bestimmung korrespondierender Feature-Punkte (Feature-Matching).

10 Hierbei kann sowohl die Auswahl an Mustern, als auch die Reihenfolge und Anordnung und bis zu einem gewissen Grad auch die Größe der platzierten Punkte beliebig sein, solange stets eine Mindestanzahl an Markern 44 in den aufgenommenen Bildern bzw. Aufnahmen sichtbar ist.

15 Figur 19 zeigt in einer perspektivischen Ansicht ein Anwendungsbeispiel, bei dem ein Instrumente 42, im dargestellten Fall eine Biopsienadel zum Durchführen einer Lungenbiopsie, mit der optischen Aufnahmeeinheit 16 versehen wurde. Durch die auf dem Patienten 19 aufgebrachten Marker 44 lässt sich jederzeit die Kamera- und Biopsienadelposition bestimmen.

20 Möglichkeiten zum Anbringen der Punkte sind beispielsweise Unterlagen mit aufgedruckten Mustern oder leicht klebende Punkte, die am Patienten 19 angebracht und nach dem Eingriff einfach wieder entfernt werden können. Die Positionen dieser Punkte sollen sich während der laufenden Anwendung nicht verändern. Mithilfe dieser zusätzlichen Punkte lässt sich eine robustere
25 Positionsschätzung umsetzen, da garantiert werden kann, dass in jedem aufgenommenen Bild entsprechende Punktkorrespondenzen bestimmbar sind.

30 In Figur 20 ist in einer Draufsicht ein Patientenkopf 46 samt medizinischem Instrument 42 (nun ein Endoskop), den Markern 44 und der an dem Instrument 42 angebrachten optischen Aufnahmeeinheit 16 dargestellt.

35 In den Figuren 21 und 22 ist jeweils in einer schematischen Ansicht eine navigierte Ultraschallanwendung und eine navigierte Mikroskopie gezeigt. Durch die Positionsbestimmung der an der Ultraschallsonde 47 angeordneten optischen Aufnahmeeinheit 16 lassen sich nach oder bereits bei Abrastern der Patientenoberfläche 39 dreidimensionale Modelle aus mehreren Ultraschall-

bildern ableiten.

5 Ebenso kann auch der Mikroskopsensor 17 dazu benutzt werden, Aufnahmen
anzufertigen, die direkt Rückschlüsse auf die Bewegung des Mikroskopsensors
17 erlauben. Somit können dreidimensionale Rekonstruktionen oder eine Ein-
blendung von Zusatzinformationen in die Mikroskopbilder erfolgen.

10 Lediglich in den Ausführungsbeispielen offenbarte Merkmale der verschiede-
nen Ausführungsformen können miteinander kombiniert und einzeln bean-
sprucht werden.

Patentansprüche

5

1. Vorrichtung zur Bildgebung in einem Operationssaal mit

einer Röntgenstrahlungsquelle (4),

10

einem Röntgenstrahlungsdetektor (5),

einem Roboterarm (1), an dem die Röntgenstrahlungsquelle (4) und der Röntgenstrahlungsdetektor (5) an einer Halterung (2) des Roboterarms (1) angeordnet und an der oder in der Halterung (2) bewegbar sind,

15

und einer Steuereinheit (15) zum Ansteuern des Roboterarms (1).

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Halterung (2) mit einem geschlossenen Gehäuse aus einem für Röntgenstrahlung durchlässigen Werkstoff ausgebildet ist, wobei die Röntgenstrahlungsquelle (4) und der Röntgenstrahlungsdetektor (5) innerhalb des geschlossenen Gehäuse bewegbar sind und das geschlossene Gehäuse durch den Roboterarm (1) bewegbar ist.

20

3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Gehäuse ringförmig ist.

25

4. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Roboterarm (1) ein Gelenkarm mit sechs Freiheitsgraden ist.

5. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Roboterarm (1) mindestens einen Kraftmomentensensor aufweist.

30

6. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass an der Halterung (2) eine Anzeige- und Eingabeeinheit (7) angeordnet ist.
- 5 7. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Vorrichtung eine optische Aufnahmeeinheit (16) aufweist.
8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die optische Aufnahmeeinheit (16) an dem Roboterarm (1) angeordnet ist.
- 10 9. Vorrichtung nach Anspruch 7 oder Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die optische Aufnahmeeinheit (16) ein Mikroskop (17) aufweist.
- 15 10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 6 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit (15) dazu ausgebildet ist, auf der Anzeige- und Eingabeeinheit (7) zusätzlich zu einer von der optischen Aufnahmeeinheit (16) aufgenommenen Aufnahme (37) weitere Informationen (41) einzublenden.
- 20 11. Vorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass die weiteren Informationen (41) ein Schichtbild aus einem von dem Röntgenstrahlungsdetektor (5) aufgenommenen Datensatz, eine Einblendung eines vorab definierten Zielgebiets und/oder eine Struktur eines dreidimensionalen Datensatzes umfassen.
- 25 12. Vorrichtung nach Anspruch 10 oder Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass die weiteren Informationen mittels markanter Punkte oder Strukturen (35) in der von der optischen Aufnahmeeinheit (16) aufgenommenen Aufnahme (37) ermittelt sind.
13. Vorrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass die Vorrichtung mindestens einen Marker (44) aufweist, der einen der markanten Punkte (35) kennzeichnet.

- 5
14. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass der mindestens eine Marker (44) auf seiner Oberfläche mit einem Muster aus einem aus schwarzen Punkten gebildeten äußeren Rahmen, einem aus weißen Punkten gebildeten inneren Rahmen und einem Punktmuster aus schwarzen und/oder weißen Punkten versehen ist.
 15. Vorrichtung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass der Marker (44) ein symmetrisch aufgebautes Muster aufweist.

1/10

FIG 1

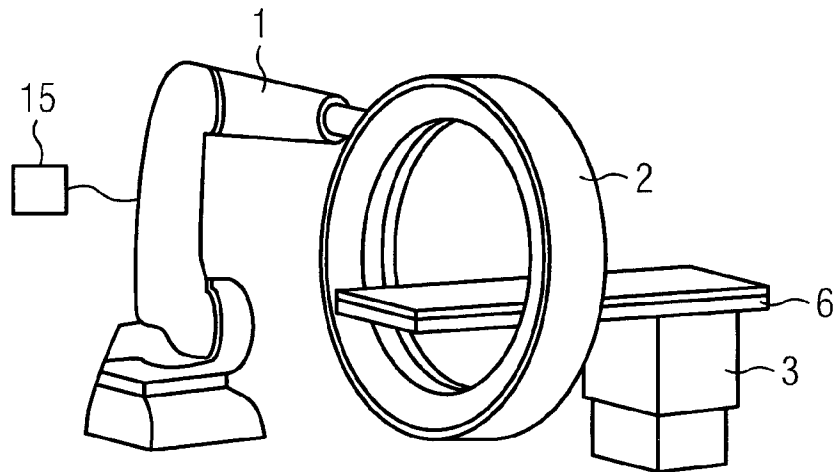
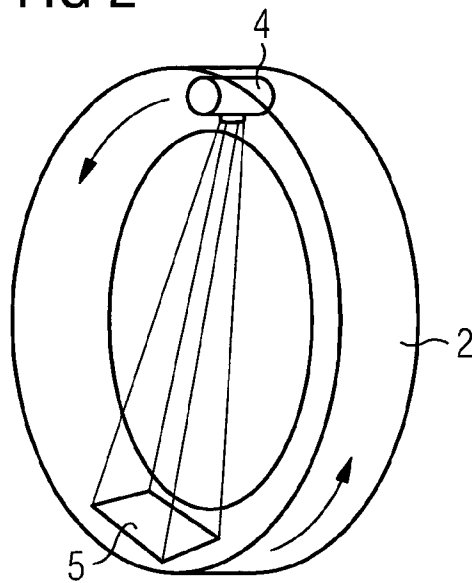


FIG 2



2/10

FIG 3

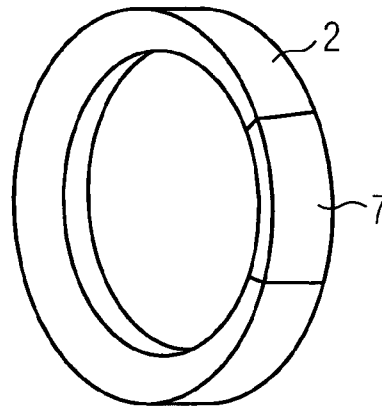


FIG 4

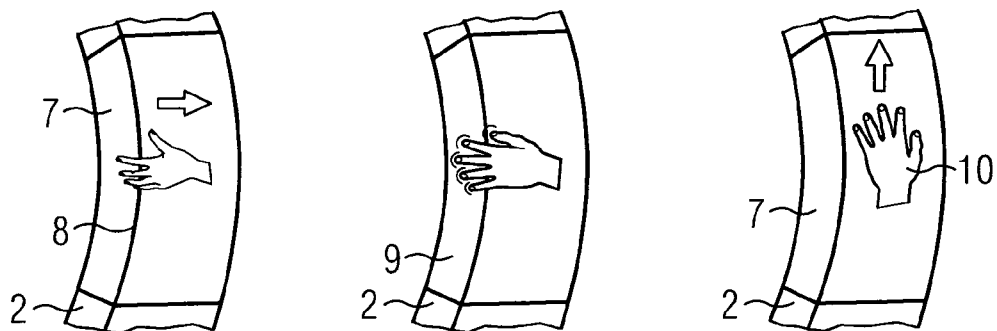
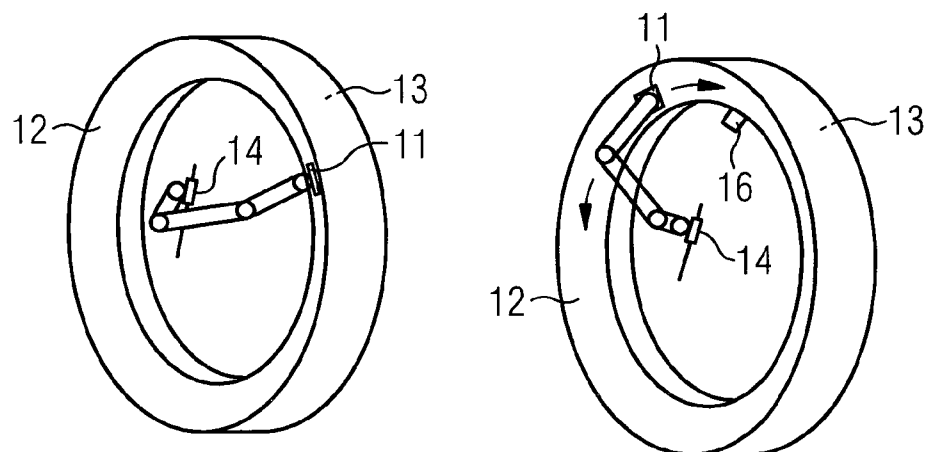


FIG 5



3/10

FIG 6

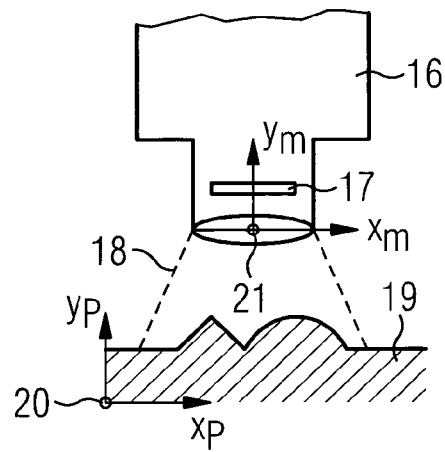


FIG 7 Stand der Technik

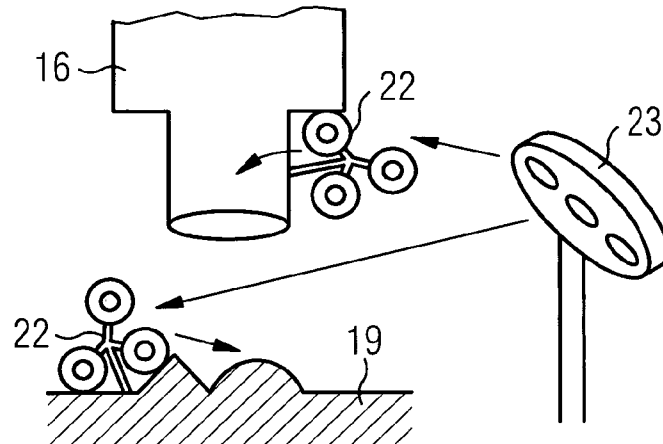
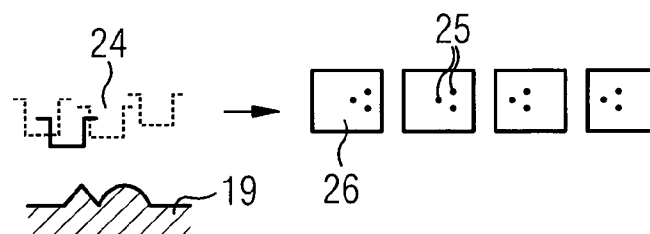


FIG 8



4/10

FIG 9

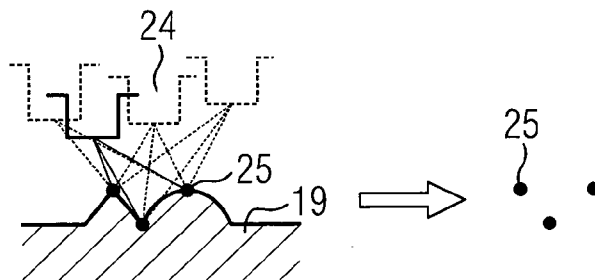


FIG 10

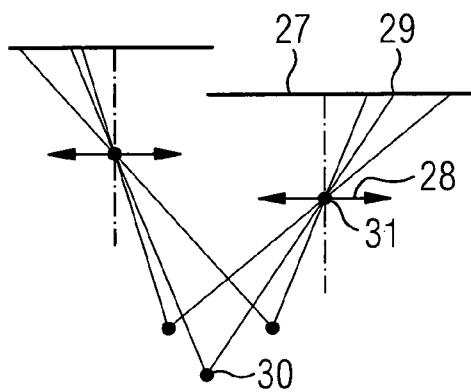
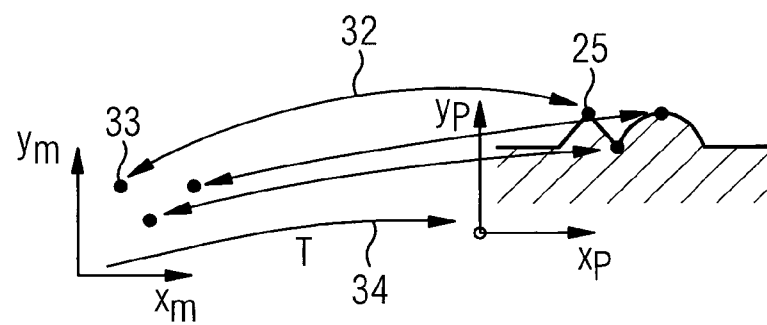


FIG 11



5/10

FIG 12

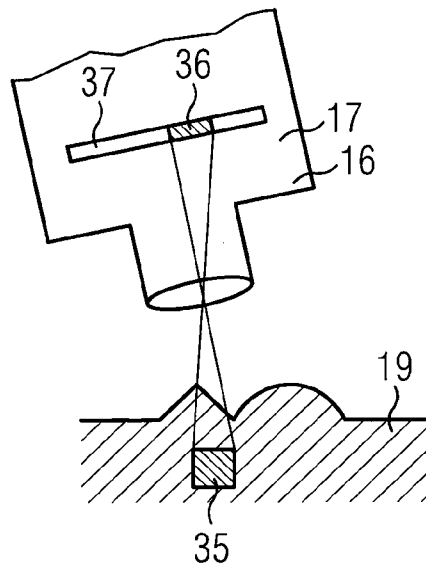
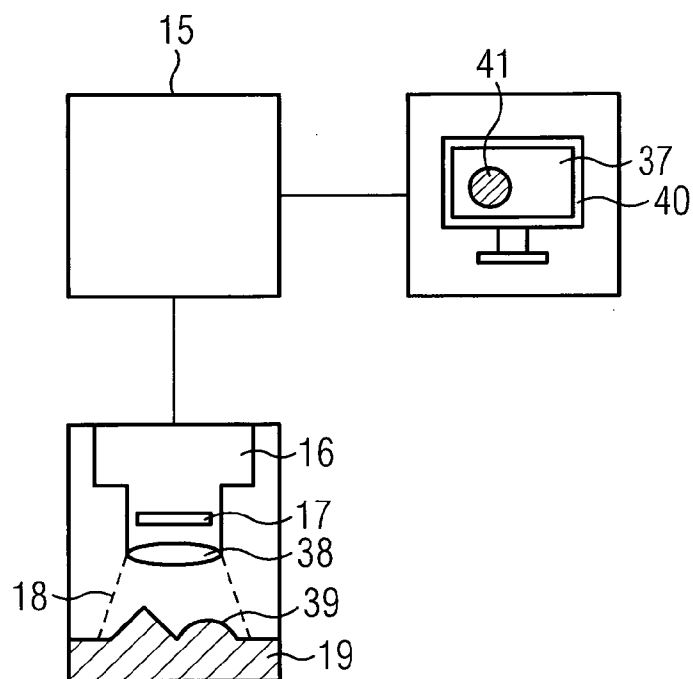


FIG 13



6/10

FIG 14

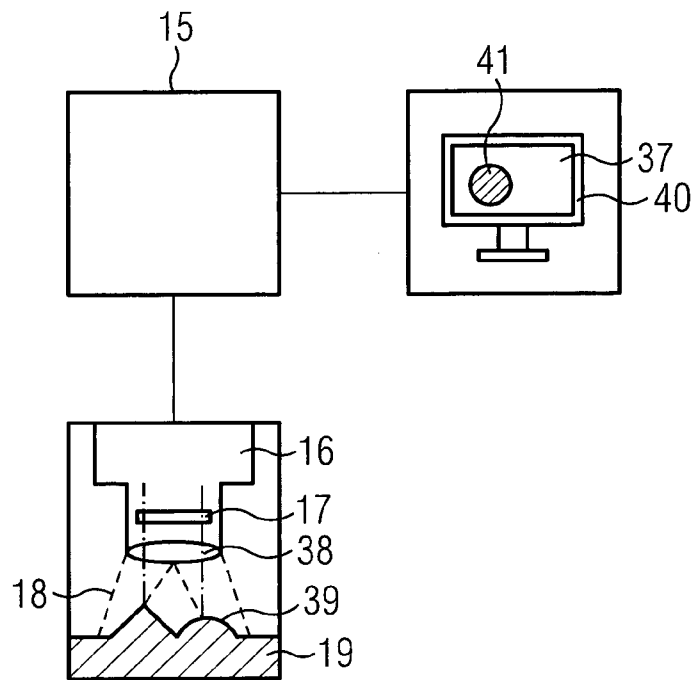
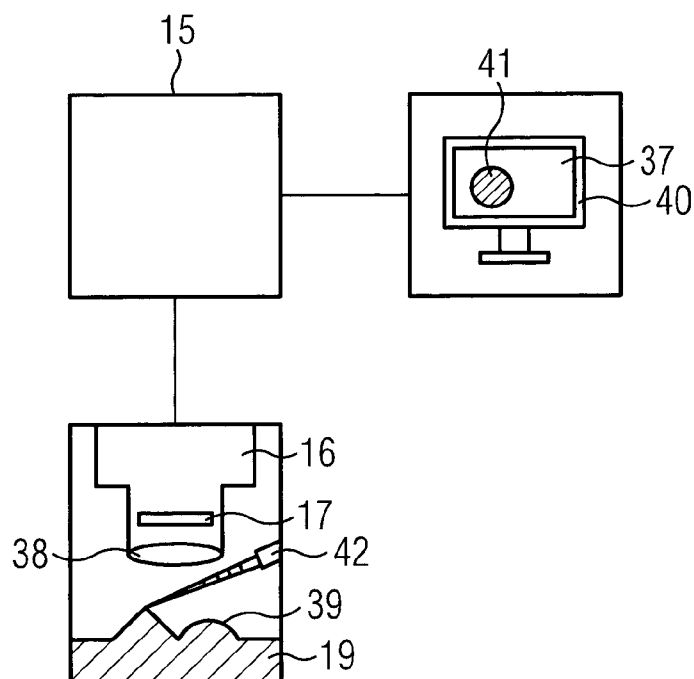


FIG 15



7/10

FIG 16

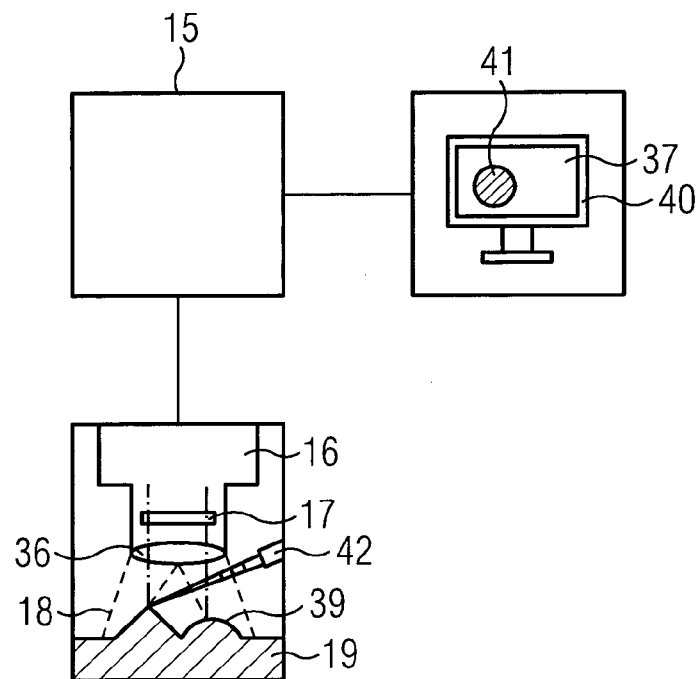
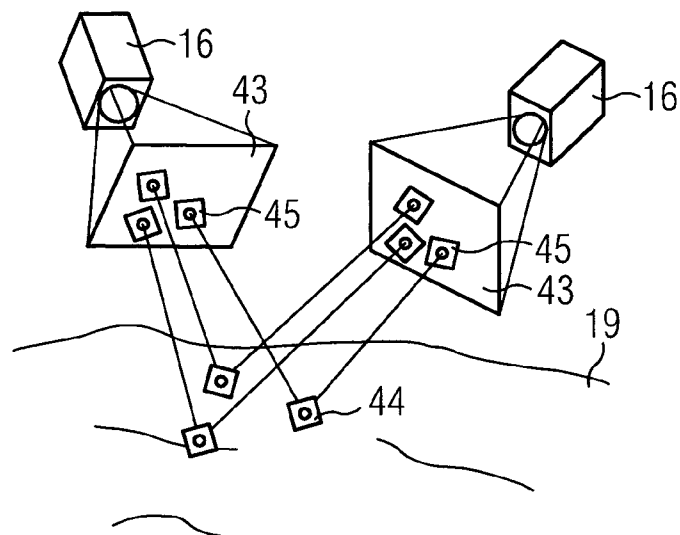


FIG 17



8/10

FIG 18

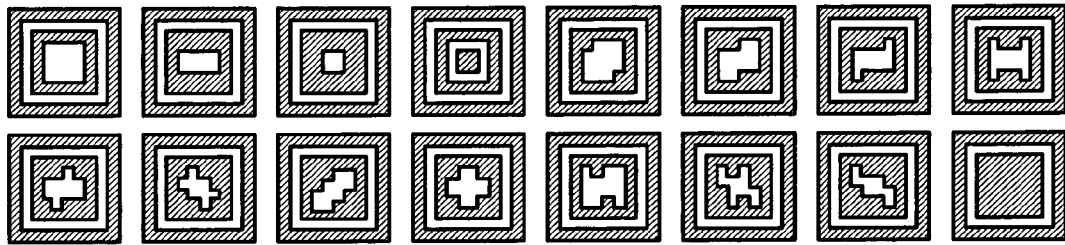
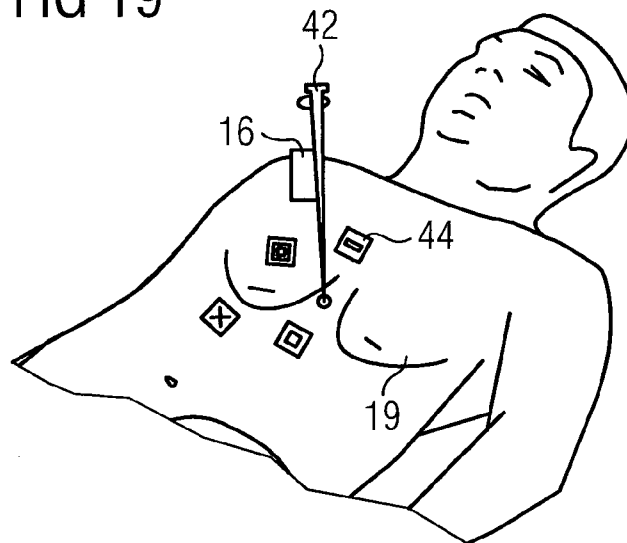


FIG 19



9/10

FIG 20

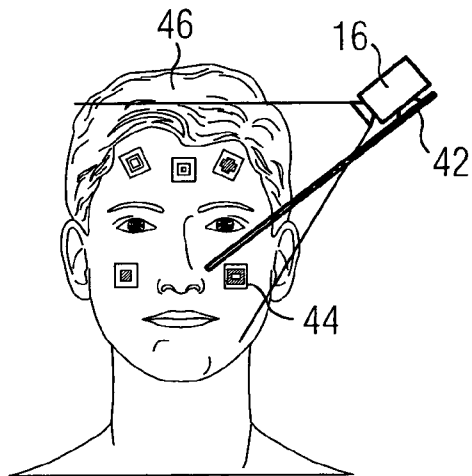
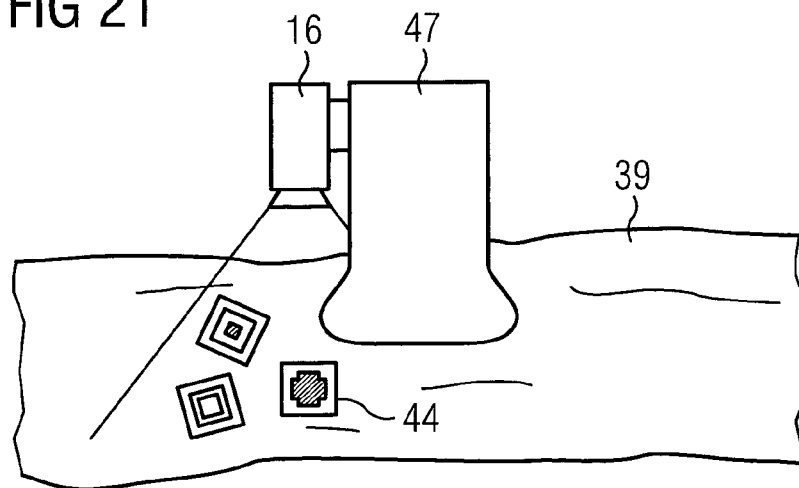
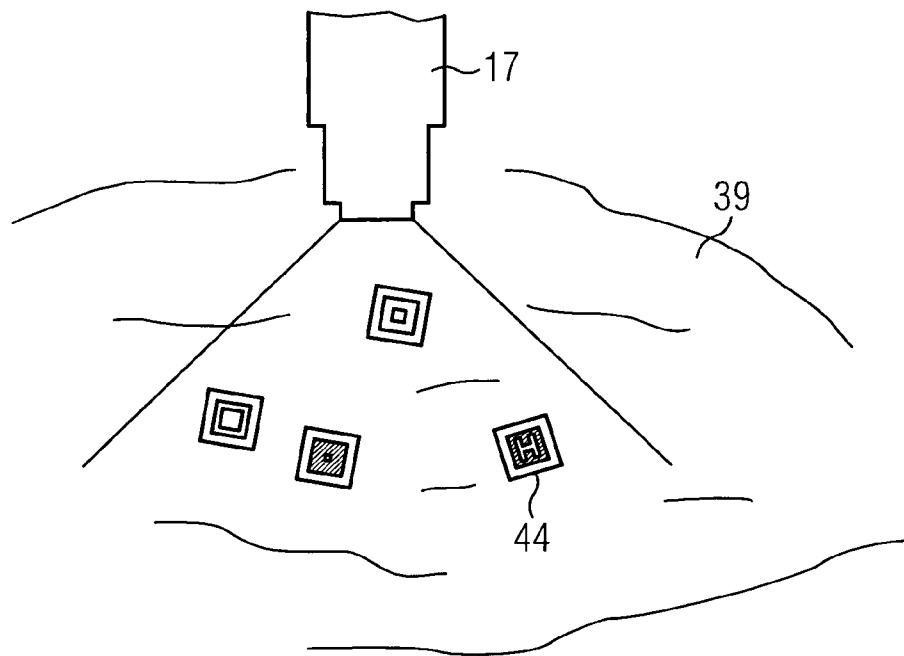


FIG 21



10/10

FIG 22



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2017/063981

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B6/00
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2009/036174 A2 (HENDERSON TOBY D [US]; SCHREUDER NIEK [US]) 19 March 2009 (2009-03-19)	1-6
Y	paragraph [0042] - paragraph [0073]; figures 11-14	7-15
X	----- US 2011/280364 A1 (MASCHKE MICHAEL [DE]) 17 November 2011 (2011-11-17) paragraph [0040] - paragraph [0062]; figures 5, 6	1-4,6
X	----- US 2011/280379 A1 (MASCHKE MICHAEL [DE]) 17 November 2011 (2011-11-17) paragraph [0023] - paragraph [0032] ----- -/--	1-4,6

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

27 September 2017

Date of mailing of the international search report

10/10/2017

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Hooper, Martin

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2017/063981

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2013/160303 A2 (FRAUNHOFER GES FORSCHUNG [DE]; CHARITE UNIVERSITAETSMEDIZIN [DE]) 31 October 2013 (2013-10-31) page 11, line 13 - page 18, line 36 -----	7-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/063981

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2009036174 A2	19-03-2009	DK 2197547 T3 EP 2197547 A2 US 2009074151 A1 WO 2009036174 A2	07-07-2014 23-06-2010 19-03-2009 19-03-2009
US 2011280364 A1	17-11-2011	DE 102010020605 A1 US 2011280364 A1	17-11-2011 17-11-2011
US 2011280379 A1	17-11-2011	DE 102010020603 A1 US 2011280379 A1	17-11-2011 17-11-2011
WO 2013160303 A2	31-10-2013	DE 102012008812 A1 EP 2840975 A2 US 2015117601 A1 WO 2013160303 A2	31-10-2013 04-03-2015 30-04-2015 31-10-2013

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

INV. A61B6/00

ADD.

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

A61B

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO 2009/036174 A2 (HENDERSON TOBY D [US]; SCHREUDER NIEK [US]) 19. März 2009 (2009-03-19)	1-6
Y	Absatz [0042] - Absatz [0073]; Abbildungen 11-14	7-15

X	US 2011/280364 A1 (MASCHKE MICHAEL [DE]) 17. November 2011 (2011-11-17)	1-4,6
	Absatz [0040] - Absatz [0062]; Abbildungen 5, 6	

X	US 2011/280379 A1 (MASCHKE MICHAEL [DE]) 17. November 2011 (2011-11-17)	1-4,6
	Absatz [0023] - Absatz [0032]	

	-/-	

☒ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen
 ☒ Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

27. September 2017

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

10/10/2017

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde

 Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Hooper, Martin

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	WO 2013/160303 A2 (FRAUNHOFER GES FORSCHUNG [DE]; CHARITE UNIVERSITAETSMEDIZIN [DE]) 31. Oktober 2013 (2013-10-31) Seite 11, Zeile 13 - Seite 18, Zeile 36 -----	7-15

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2017/063981

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
WO 2009036174	A2	19-03-2009	DK	2197547 T3	07-07-2014
			EP	2197547 A2	23-06-2010
			US	2009074151 A1	19-03-2009
			WO	2009036174 A2	19-03-2009

US 2011280364	A1	17-11-2011	DE	102010020605 A1	17-11-2011
			US	2011280364 A1	17-11-2011

US 2011280379	A1	17-11-2011	DE	102010020603 A1	17-11-2011
			US	2011280379 A1	17-11-2011

WO 2013160303	A2	31-10-2013	DE	102012008812 A1	31-10-2013
			EP	2840975 A2	04-03-2015
			US	2015117601 A1	30-04-2015
			WO	2013160303 A2	31-10-2013
