



(19)  
 Bundesrepublik Deutschland  
 Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2008 049 569 A1** 2010.04.22

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2008 049 569.7**

(22) Anmeldetag: **30.09.2008**

(43) Offenlegungstag: **22.04.2010**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **A61B 19/00** (2006.01)

**A61B 6/02** (2006.01)

**A61B 6/03** (2006.01)

**A61B 5/055** (2006.01)

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

(72) Erfinder:  
**Pfister, Marcus, Dr., 91088 Bubenreuth, DE;**  
**Rohkohl, Christopher, 91052 Erlangen, DE**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht  
 gezogene Druckschriften:

**DE 10 2005 059804 A1**

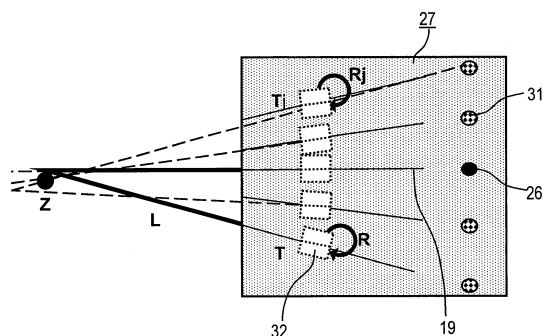
**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Korrekturverfahren zur bildbasierten Bewegungskorrektur für medizinische Interventionen**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Korrekturverfahren zur Bewegungskorrektur in einem zweidimensionalen Durchleuchtungsbild bei der Bildgebung während einer medizinischen Intervention eines Patienten mit folgenden Schritten:

- Prä-interventionelle Aufzeichnung eines tomographischen 3-D-Bildes eines Zielbereiches der Intervention,
- Aufzeichnung eines 2-D-Bildes (27) des Zielbereiches und Registrierung mit dem 3-D-Bild während der Intervention,
- Markierung im 2-D-Bild (27) eines Bereiches mit sichtbaren Bildmerkmalen von sich bewegenden Strukturen (19, 27, 31),
- Bestimmung während der Intervention in weiteren, aus der gleichen Projektion aufgenommenen 2-D-Bildern (F(i)) aus diesen sichtbaren Bildmerkmalen (19, 27, 31) der Bewegung des Patienten in Form sowohl einer Translation (T(i)) als auch einer Rotation (R(i)),
- Berechnung einer virtuellen Verlängerung (L(i)) der sichtbaren Bildmerkmale für mehrere Suchvorgänge S(j) in verschiedenen 2-D-Bildern (27) oder Frames F(i),
- Ermittlung eines virtuellen Rotationszentrums (Z) durch Schnitt der virtuellen Verlängerungen L(i),
- Berechnung mit den in jedem neuen Suchvorgang S(j) ermittelten Größen T(j) und R(j) über das virtuelle Rotationszentrum (Z) als zusätzlichen "Stützpunkt" einer Verschiebungskorrektur und
- Visualisierung der 2-D-Bilder (27) gemeinsam mit dem 3-D-Bild, wobei die 3-D-Bilder und/oder 2-D-Bilder (27) der errechneten Verschiebung entsprechend korrigiert werden.



## Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein Korrekturverfahren zur Bewegungskorrektur in einem zweidimensionalen Durchleuchtungsbild bei der Bildgebung während einer medizinischen Intervention eines Patienten.

**[0002]** Während einer medizinischen Intervention werden zur Navigation der eingesetzten Instrumente beispielsweise im Abdomen mit Hilfe von fluoroskopischer Durchleuchtung Echtzeitbilder erstellt. Verglichen mit 3-D-Angiographie-Bildern zeigen diese zweidimensionalen Durchleuchtungsbilder zwar keine räumlichen (3-D) Details, sie sind jedoch schneller verfügbar und minimieren die Strahlenbelastung für Patient und Arzt. Idealerweise wird nun die räumliche Information dadurch zurückgewonnen, dass prä-operativ aufgenommene 3-D-Bilder von CT-, Angiographie- oder MR-Sequenzen mit den zweidimensionalen Durchleuchtungsbildern registriert und diesen unterlegt werden. Die Kombination von co-registrierten 2-D- und 3-D-Bildern erlaubt dem Arzt nun eine bessere Orientierung im Volumen. Diese 2-D/3-D-Registrierung besteht aus zwei Schritten.

**[0003]** Bei der Bildregistrierung muss zunächst bestimmt werden, aus welcher Richtung ein 3-D-Volumen projiziert werden muss, damit es mit dem 2-D-Bild in Deckung gebracht werden kann. Hierfür gibt es verschiedene bekannte Ansätze, die jedoch für die erfindungsgemäße Ausbildung des Verfahrens unerheblich sind. Beispiele für geeignete Registrierungstechniken finden sich in A. Oppelt (Hrsg.): Imaging Systems for Medical Diagnostics, Seiten 65 bis 82, Publicis Verlag, Nov. 2005.

**[0004]** Das zweite Problem ist die Visualisierung der registrierten Bilder, d. h. die gemeinsame Darstellung von 2-D- und projiziertem 3-D-Bild. Die Standardmethode hierfür ist das sogenannte "Overlay", bei dem die beiden Bilder anhand verschiedener möglicher Methoden übereinandergelegt werden.

**[0005]** Ein Problem der 2-D/3-D-Registrierung, speziell bei abdominalen Anwendungen, wie beispielsweise Leberpunktionen oder der Navigation im Gefäß-System der Leber, besteht nun darin, dass die 3-D-Bilder statisch sind, d. h. in einer bestimmten Atemphase aufgenommen wurden, in den Durchleuchtungs- oder Fluoroskopiebildern jedoch die Atembewegungen deutlich zu sehen sind, wie dies noch nachfolgend anhand der [Fig. 5](#) bis [Fig. 8](#) erläutert und dargestellt wird. Die Registrierung muss also nun diesen Atembewegungen angepasst werden. Es existieren in der Literatur, beispielsweise in Rohlfing et al. [2], "Markerless real-time target region tracking: Application to frameless stereotactic radiosurgery", in Proceedings of 9th Fall Workshop Vision, Modelling, and Visualization, November 16-18, 2004, beschriebene Ansätze, diese Atembewegung anhand von In-

formationen in den Fluoroskopiebildern mittels des Trackens bestimmter Strukturen oder Instrumente zu bestimmen und entsprechend auszugleichen.

**[0006]** Wird versucht, die Atembewegung anhand des Trackings der Nadel zu bestimmen, entstehen dabei bestimmte Ungenauigkeiten.

**[0007]** Die Registrierung von 3-D-Bildern zu 2-D-Röntgenbildern ist beispielsweise aus der Dissertation von Penney [1], "Registration of Tomographic Images to X-ray Projections for Use in Image Guided Interventions", King's College London, 2000, Seiten 36 bis 58 und 97 bis 159, bekannt.

**[0008]** Eine Atemkorrektur von 2-D/3-D registrierten Bildern als Translation ist beispielsweise in obengenannter Literatur [2] beschrieben. Für andere Anwendungen, wie z. B. bei CT-geführten Interventionen, wird die Atembewegung oft anhand externer Sensoren in beispielsweise um das Zwerchfell gelegten Gürteln bestimmt.

**[0009]** In der WO 01/01845 A2 ist eine Lokalisierung von Instrumenten beispielsweise mit optischen oder elektromagnetischen Sensoren beschrieben.

**[0010]** Bei der US 2008/0027316 A1 geht es um die Anpassung zwischen Maske und Kontrastmittelbild mittels "Pixel Shift" bei der digitalen Subtraktionsangiographie.

**[0011]** Die Erfindung geht von der Aufgabe aus, ein Verfahren der eingangs genannten Art derart auszubilden, dass es robust gegenüber möglichen Fehlerquellen die Atembewegung speziell für abdominelle Punktionen durch Tracken von beispielsweise Nadeln zu bestimmen und entsprechend auszugleichen vermag.

**[0012]** Die Aufgabe wird erfindungsgemäß durch folgende Schritte gelöst.

- a) Prä-interventionelle Aufzeichnung eines tomographischen 3-D-Bildes eines Zielbereiches der Intervention,
- b) Aufzeichnung eines 2-D-Bildes des Zielbereiches und Registrierung mit dem 3-D-Bild während der Intervention,
- c) Markierung im 2-D-Bild eines Bereichs mit sichtbaren Bildmerkmalen von sich bewegenden Strukturen,
- d) Bestimmung während der Intervention von in weiteren, aus der gleichen Projektion aufgenommenen 2-D-Bildern sichtbaren Bildmerkmalen der Bewegung des Patienten in Form sowohl einer Translation als auch einer Rotation,
- e) Berechnung einer virtuellen Verlängerung der sichtbaren Bildmerkmale für mehrere Suchvorgänge in verschiedenen 2-D-Bildern (**27**) oder Frames,

f) Ermittlung eines virtuellen Rotationszentrums durch Schnitt der virtuellen Verlängerungen,  
 g) Berechnung mit den in jedem neuen Suchvorgang ermittelten Größen und über das virtuelle Rotationszentrum als zusätzlichen "Stützpunkt" einer Verschiebungskorrektur, und  
 h) Visualisierung der 2-D-Bilder gemeinsam mit dem 3-D-Bild, wobei die 3-D-Bilder und/oder 2-D-Bilder der errechneten Verschiebung entsprechend korrigiert werden.

[0013] Die Bearbeitung vereinfacht sich, wenn die gefundene Bewegung auf eine Vorzugsrichtung eingeschränkt wird.

[0014] In vorteilhafter Weise können die markierten Bereiche in den aufgenommenen Fluoroskopiebildern und -sequenzen mit Methoden des Region Trackings wiedergefunden werden.

[0015] Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn die Schätzung des virtuellen Rotationszentrums durch ein "Kleinste Quadrate Problem" gelöst wird, das mit steigender Anzahl immer besser bestimmt ist.

[0016] Als markierter Bereich gemäß Schritt c) kann vorteilhaft ein Teil der bereits im Fluoroskopiebild sichtbaren Nadel, eine entsprechende anatomische Region und/oder ein zu diesem Zwecke ein- oder aufgebrauchter spezieller Marker Verwendung finden.

[0017] Erfindungsgemäß kann die Markierung der zu verfolgenden Bereiche gemäß Schritt c) mit den sich mit der Atmung bewegenden Bildmerkmalen manuell durchgeführt oder automatisch erkannt und verfolgt werden.

[0018] Eine Beschleunigung der Visualisierung lässt sich erreichen, wenn die 3-D-Bilder und/oder 2-D-Bilder der errechneten Verschiebung entsprechend gemäß Merkmal h) in Echtzeit korrigiert werden.

[0019] Zweckmäßigerweise erfolgt die prä-interventionelle Aufzeichnung eines tomographischen 3-D-Bildes gemäß Schritt a) aus CT-, Angiographie- oder MR-Sequenzen.

[0020] Erfindungsgemäß kann der zum zweidimensionalen Durchleuchtungsbild registrierte 3-D-Datensatz als nativer oder als 3-D-Angiographie-Datensatz erstellt worden sein.

[0021] Die Erfindung ist nachfolgend anhand von in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

[0022] [Fig. 1](#) eine Röntgendiagnostikeinrichtung zur Durchführung des Verfahrens,

[0023] [Fig. 2](#) eine Ansicht der Bahn eines Detektors und einer Strahlungsquelle um ein zu untersuchendes Objekt in axialer Blickrichtung,

[0024] [Fig. 3](#) eine schematische Darstellung des Brustkorbs zur Veranschaulichung der Atembewegungen,

[0025] [Fig. 4](#) ein Fluoroskopiebild des Abdomens aus der AP-Projektion bei einer Punktion mit die Bewegungen einer Nadel kennzeichnenden Markierungen,

[0026] [Fig. 5](#) das Fluoroskopiebild des Abdomens gemäß [Fig. 4](#) mit Markierungen der Nadel und des Punktionsziels,

[0027] [Fig. 6](#) während einer abdominalen Punktion dieselbe Projektion in verschiedenen Stationen des Atemzyklus und

[0028] [Fig. 7](#) bis [Fig. 9](#) eine schematische Darstellung der erfindungsgemäßen Annahmen über die Atemkorrektur.

[0029] In der [Fig. 1](#) ist eine Röntgendiagnostikeinrichtung dargestellt, die einen an einem Ständer in Form eines sechssachsigen Industrieroboters oder Knickarmroboters **1** drehbar gelagerten C-Bogen **2** aufweist, an dessen Enden eine Röntgenstrahlungsquelle, beispielsweise ein Röntgenstrahler **3**, und ein Röntgenbilddetektor **4** als Bildaufnahmeeinheit angebracht sind.

[0030] Mittels des beispielsweise aus der DE 10 2005 012 700 A1 bekannten Knickarmroboters **1**, welcher bevorzugt sechs Drehachsen und damit sechs Freiheitsgrade aufweist, kann der C-Bogen **2** beliebig räumlich verstellt werden, zum Beispiel indem er um ein Drehzentrum zwischen dem Röntgenstrahler **3** und dem Röntgendetektor **4** gedreht wird. Das erfindungsgemäße Röntgensystem **1** bis **4** ist insbesondere um Drehzentren und Drehachsen in der Ebene des Röntgenbilddetektors **4** drehbar, bevorzugt um den Mittelpunkt des Röntgenbilddetektors **4** und um den Mittelpunkt des Röntgenbilddetektors **4** schneidende Drehachsen.

[0031] Der bekannte Knickarmroboter **1** weist ein Grundgestell auf, welches beispielsweise auf einem Boden fest montiert ist. Daran ist drehbar um eine erste Drehachse ein Karussell befestigt. Am Karussell ist schwenkbar um eine zweite Drehachse eine Roboterschwinge angebracht, an der drehbar um eine dritte Drehachse ein Roboterarm befestigt ist. Am Ende des Roboterarms ist drehbar um eine vierte Drehachse eine Roboterhand angebracht. Die Roboterhand weist ein Befestigungselement für den C-Bogen **2** auf, welches um eine fünfte Drehachse schwenkbar und um eine senkrecht dazu verlaufen-

de sechste Rotationsachse rotierbar ist.

**[0032]** Der Röntgenbilddetektor **4** kann ein rechteckiger oder quadratischer, flacher Halbleiterdetektor sein, der vorzugsweise aus amorphem Silizium (a-Si) erstellt ist.

**[0033]** Der Röntgenstrahler **3** emittiert ein von einem Strahlenfokus seiner Röntgenstrahlungsquelle ausgehendes Strahlenbündel **10**, das auf den Röntgenbilddetektor **4** trifft. Das Strahlenbündel **10** ist in [Fig. 2](#) angedeutet.

**[0034]** Im Strahlengang des Röntgenstrahlers **3** befindet sich auf einem Patientenlagerungstisch **5** zur Aufnahme beispielsweise eines Herzens ein zu untersuchender Patient **6**. An der Röntgendiagnostikeinrichtung ist eine Systemsteuerungseinheit **7** mit einem Bildsystem **8** angeschlossen, das die Bildsignale des Röntgenbilddetektors **4** empfängt und verarbeitet. Die Röntgenbilder können dann auf einem Monitor **9** betrachtet werden.

**[0035]** Bei der Radiographie oder Fluoroskopie mittels einer derartigen Röntgendiagnostikeinrichtung werden die medizinischen 2-D-Daten des Röntgenbilddetektors **4** im Bildsystem **8** ggf. zwischengespeichert und anschließend auf dem Monitor **9** wiedergegeben.

**[0036]** Sollen 3-D-Datensätze nach dem sogenannten DynaCT-Verfahren erstellt werden, wird der drehbar gelagerte C-Bogen **2** mit Röntgenstrahler **3** und Röntgenbilddetektor **4** derart gedreht, dass, wie die [Fig. 2](#) schematisch in Aufsicht auf die Drehachse zeigt, sich der hier bildlich durch seinen Strahlenfokus dargestellte Röntgenstrahler **3** sowie der Röntgenbilddetektor **4** um ein im Strahlengang **10** des Röntgenstrahlers **3** befindliches zu untersuchendes Objekt **11** auf einer Umlaufbahn **12** bewegen. Die Umlaufbahn **12** kann zur Erstellung eines 3-D-Datensatzes vollständig oder teilweise durchfahren werden.

**[0037]** Der C-Bogen **2** mit Röntgenstrahler **3** und Röntgenbilddetektor **4** bewegt sich dabei gemäß dem DynaCT-Verfahren vorzugsweise um mindestens einen Winkelbereich von 180°, beispielsweise 180° plus Fächerwinkel, und nimmt in schneller Folge Projektionsbilder aus verschiedenen Projektionen auf. Die Rekonstruktion kann nur aus einem Teilbereich dieser aufgenommenen Daten erfolgen.

**[0038]** Bei dem zu untersuchenden Objekt **11** kann es sich beispielsweise um einen tierischen oder menschlichen Körper aber auch einen Phantomkörper handeln.

**[0039]** Der Röntgenstrahler **3** und der Röntgenbilddetektor **4** laufen jeweils so um das Objekt **5** herum,

dass sich der Röntgenstrahler **3** und der Röntgenbilddetektor **4** auf entgegengesetzten Seiten des Objekts **11** gegenüberliegen.

**[0040]** Die [Fig. 3](#) zeigt eine schematische Darstellung der Annahmen über die Atemkorrektur. Im Brustkorb mit Rippen **13** drücken die Lungenflügel **14** bei der Atmung das Zwerchfell **15** nach unten, das die Bewegung an das Abdomen **16** weitergibt. Die durch den Doppelpfeil **17** gekennzeichnete Atembewegung und die dadurch induzierte, durch Doppelpfeile **18** gekennzeichnete, an das Abdomen **16** weitergegebene Atembewegung haben somit eine klare Vorzugsrichtung, vor allem für alle Röntgenprojektionen entlang der "Zwerchfellebene", der üblichen Bildebene bei abdominalen Interventionen. Die tatsächliche, in der Röntgenprojektion sichtbare Bewegung ist natürlich wesentlich komplexer und enthält im Allgemeinen auch eine Rotations- oder Verzerrungskomponente, wie dies noch später beschrieben wird. Vereinfacht kann sie jedoch als Translation in Bildebene mit einer bestimmten Vorzugsrichtung begriffen werden.

**[0041]** In der [Fig. 4](#) ist ein Fluoroskopiebild des Abdomens aus der AP-Projektion (senkrecht auf den Bauch des Patienten) bei einer Punktion dargestellt. Bei einer Punktion kann sich die als Strich dargestellte Nadel **19** in den Rippenzwischenräumen nur eingeschränkt mit der Atmung gemäß Doppelpfeil **20** bewegen, im Abdomen selbst aber gemäß Doppelpfeil **21** weitgehend uneingeschränkt, so dass sich dabei eine Rotation **22** ergibt. Die Nadel **19** bewegt sich dabei zwischen den gestrichelten Linien **23** und **23'**. Deshalb bewirkt die Atembewegung bezogen auf das Instrument, die Nadel **19**, eine Überlagerung von Rotation und Translation. Diese Gesamtbewegung gilt es insbesondere für das potentielle Punktionsziel zu finden und auszugleichen.

**[0042]** Die [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#) zeigen während einer abdominalen Punktion dieselbe Projektion in verschiedenen Stationen des Atemzyklus. In [Fig. 5](#) sind die Nadel und das Punktionsziel durch Markierungen **24** und **25** gekennzeichnet. Diese Markierungen **24** und **25** sind als Referenzen in [Fig. 6](#) eingezeichnet, um den Fehler zu verdeutlichen, der bei der 2-D/3-D-Überlagerung der Nadel **19** und des Punktionszieles **26** durch die Atmungsbewegung entsteht, und damit die durch Atmung bedingte Abweichung bei einer abdominalen Punktion aufzuzeigen. Diese Atembewegung zu bestimmen und auszugleichen ist die eine Aufgabe der Erfindung.

**[0043]** Zusammenfassend können für dieses Verfahren also die folgenden Annahmen gemacht werden:

1. Die Atembewegung unterliegt einer gewissen Vorzugsrichtung. Aus physiologischen Gründen verläuft diese entlang der Körperachse (siehe Doppelpfeil **17** in [Fig. 3](#)). In den aus den üblichen

Projektionsrichtungen, insbesondere der AP Projektion, aufgenommenen Fluoroskopiebildern entspricht dies einer Bewegung in "Auf-Ab-Richtung".  
2. Bei einer Punktion kann sich die Nadel **19** in den Rippenzwischenräumen nur eingeschränkt mit der Atmung bewegen, im Abdomen selbst aber weitgehend uneingeschränkt (siehe Doppelpfeile **20, 21** in [Fig. 4](#)). Deshalb ist die Atembewegung bezogen auf das Instrument eine Überlagerung von Rotation **22** und Translation.

**[0044]** Ziel ist es, diese Gesamtbewegung insbesondere für das potentielle Punktionsziel zu finden und auszugleichen.

**[0045]** Das in [2] vorgeschlagene Verfahren besteht nun darin,

- Atmung als reine Translation in der Bildebene zu begreifen und
- diese Bewegung anhand bestimmter, sich mit der Atmung bewegter Strukturen im Fluoroskopiebild zu bestimmen und auszugleichen. Diese Strukturen können entweder vom Anwender manuell gekennzeichnet oder automatisch ermittelt werden.

**[0046]** Wird die so ermittelte Translation gemäß den Doppelpfeilen **20** und **21** als alleinige Atembewegung interpretiert, ergibt sich für Nadelinterventionen ein Fehler, da die Komponente der Rotation **22** nicht genügend berücksichtigt wird.

**[0047]** Auch wenn die Rotation von Templates mit berechnet wird und die Überlagerung entsprechend angepasst wird, kann dies zu großen Ungenauigkeiten führen. Eine korrekte Anpassung der Überlagerung hängt stark von der korrekten Berechnung der Rotation ab. Diese wird jedoch im Allgemeinen in den mit niedriger Dosis aufgenommenen (und deshalb stark verrauschten) Fluoroskopiebildern schwierig zu berechnen sein. Auch wird die Rotation i. A. nur an in diskreten Winkelschritten rotierten Templates berechnet, was zu Ungenauigkeiten durch die Diskretisierung führt.

**[0048]** Anhand der [Fig. 7](#), die ein verrauschtes Durchleuchtungsbild **27** darstellen soll, werden die gegebenen Verhältnisse für die Berechnung zur Bewegungskorrektur näher erläutert. In einem initialen registrierten Zustand **28** von Nadel **19** und Punktionsziel **26** wird der zu trackende Bereich **29** markiert und in einem Suchfenster **30** getrackt. Die so ermittelte Auslenkung wird als Atembewegung interpretiert. Wird das überlagerte Punktionsziel **31** entsprechend verschoben, ergibt sich ein Fehler, da die Rotationskomponente der Templates **32** nicht berücksichtigt wird.

**[0049]** Auch wenn die Rotation des Templates **32** berücksichtigt wird, wie dies in [Fig. 8](#) angezeigt ist,

und die Überlagerung entsprechend angepasst wird, kann dies zu großen Ungenauigkeiten führen, da eine korrekte Anpassung stark von der korrekten Berechnung dieser Werte abhängt. Dies wird jedoch im Allgemeinen in den mit niedriger Dosis aufgenommenen und deshalb stark verrauschten Fluoroskopiebildern schwierig sein.

**[0050]** Voraussetzung für das erfindungsgemäße Verfahren mit der Erweiterung der Atemkorrektur für Nadelinterventionen ist ein zum zweidimensionalen Durchleuchtungsbild registrierter 3-D-Datensatz, der entweder als nativer oder als 3-D-Angiographie-Datensatz erstellt worden ist. Die beispielsweise in [Fig. 9](#) dargestellte Atemkorrektur verläuft dann wie folgt:

- 1) Der Arzt markiert auf dem (stehenden) Fluoroskopiebild oder Durchleuchtungsbild **27** einen Bereich **29**, von dem er aus seiner physiologischen Erfahrung weiß, dass er sich synchron zur Atmung bewegt, z. B.
  - a. (bevorzugt) ein Teil der bereits im Fluoroskopiebild **27** sichtbaren Nadel **19** oder
  - b. eine entsprechende anatomische Region oder
  - c. einen zu diesem Zwecke ein- oder aufgebraachten speziellen Marker o. ä.
- 2) Der Arzt fährt mit seiner Prozedur fort. In den daraufhin aufgenommenen Fluoroskopiebildern **27** und -sequenzen werden die markierten Bereiche **32**, beispielsweise gemäß den Methoden des in [2] beschriebenen Region Trackings, wieder gefunden. Die gefundene Bewegung wird eventuell auf eine bekannte Vorzugsrichtung (siehe Doppelpfeil **17** in [Fig. 3](#)) eingeschränkt.
- 3) Für jeden Suchvorgang  $S(j)$  eines Template **32** im 2-D-Bild oder Frame  $F(i)$  werden gegenüber dem initialen Zustand **28** sowohl die oben beschriebene Translation  $T(i)$  als auch die Rotation  $R(i)$  ermittelt. Mit diesen beiden Größen lässt sich eine virtuelle Verlängerung  $L$  der getrackten Nadel **19** berechnen. Führt man dies für mehrere Suchvorgänge in verschiedenen Frames  $F(i)$  aus, so lässt sich durch Schnitt der virtuellen Verlängerungen  $L(i)$  (bzw. als Lösung eines "Kleinste Quadrate Problems") ein virtuelles Rotationszentrum  $Z$  schätzen, das mit steigendem  $i$  immer besser bestimmt ist.
- 4) Zusammen mit den in jedem neuen Suchvorgang  $S(j)$  ermittelten Größen  $T(j)$  und  $R(j)$  kann nun über den zusätzlichen "Stützpunkt"  $Z$  relativ stabil eine Anpassung der Überlagerung errechnet werden, selbst wenn die einzelnen Größen  $T(j)$  und  $R(j)$  nur ungenau bestimmt wurden.
- 5) Die Registrierung wird anhand der in Punkt **4** errechneten Verschiebung in Echtzeit aktualisiert.

**[0051]** Alternativ zu der in 1) vorgeschlagenen manuellen Markierung der zu verfolgenden Bereiche können die Bildmerkmale, die sich mit der Atmung

bewegen (insbesondere die Nadel), auch automatisch erkannt und verfolgt werden.

**[0052]** Durch die erfindungsgemäße Ausführung erhält man ein robustes Verfahren der Atemkorrektur, insbesondere für im Bild getrackte Strukturen, die einer kombinierten Translation/Rotation unterworfen sind. Das Verfahren kann vorzugsweise für die Bestimmung der Atembewegung verwendet werden, die durch Verfolgen einer Nadel (initial manuell markiert oder automatisch detektiert) geschätzt wird.

#### Anhang: Literatur

[1] G. P. Penney. "Registration of Tomographic Images to Xray Projections for Use in Image Guided Interventions", Phd thesis, University College London, CISG, Division of Radiological Sciences, Guy's Hospital, King's College London, London SE1 9RT England, 2000.

[2] T. Rohlfing, J. Denzler, D. B. Russakoff, C. Gräßl, and C. R. Maurer, Jr., "Markerless real-time target region tracking: Application to frameless stereotactic radiosurgery", in Proceedings of 9th Fall Workshop Vision, Modelling, and Visualization, November 16–18, 2004. Stanford, CA, B. Girod, M. Magnor, and H.-P. Seidel, Eds., Berlin, Germany, 2004, pp. 5–12, Infix, Akademische Verlagsgesellschaft Berlin.



**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**

- WO 01/01845 A2 [\[0009\]](#)
- US 2008/0027316 A1 [\[0010\]](#)
- DE 102005012700 A1 [\[0030\]](#)

**Zitierte Nicht-Patentliteratur**

- A. Oppelt (Hrsg.): Imaging Systems for Medical Diagnostics, Seiten 65 bis 82, Publicis Verlag, Nov. 2005 [\[0003\]](#)
- Rohlfing et al. [2], "Markerless real-time target region tracking: Application to frameless stereotactic radiosurgery", in Proceedings of 9th Fall Workshop Vision, Modelling, and Visualization, November 16-18, 2004 [\[0005\]](#)
- Dissertation von Penney [1], "Registration of Tomographic Images to X-ray Projections for Use in Image Guided Interventions", King's College London, 2000, Seiten 36 bis 58 und 97 bis 159 [\[0007\]](#)

### Patentansprüche

1. Korrekturverfahren zur Bewegungskorrektur in einem zweidimensionalen Durchleuchtungsbild bei der Bildgebung während einer medizinischen Intervention eines Patienten mit folgenden Schritten:

- a) Prä-interventionelle Aufzeichnung eines tomographischen 3-D-Bildes eines Zielbereiches der Intervention,
- b) Aufzeichnung eines 2-D-Bildes (**27**) des Zielbereiches und Registrierung mit dem 3-D-Bild während der Intervention,
- c) Markierung im 2-D-Bild (**27**) eines Bereichs mit sichtbaren Bildmerkmalen von sich bewegenden Strukturen (**19, 27, 31**),
- d) Bestimmung während der Intervention in weiteren, aus der gleichen Projektion aufgenommenen 2-D-Bildern ( $F(i)$ ) aus diesen sichtbaren Bildmerkmalen (**19, 27, 31**) der Bewegung des Patienten in Form sowohl einer Translation ( $T(i)$ ) als auch einer Rotation ( $R(i)$ ),
- e) Berechnung einer virtuellen Verlängerung ( $L(i)$ ) der sichtbaren Bildmerkmale für mehrere Suchvorgänge  $S(j)$  in verschiedenen 2-D-Bildern (**27**) oder Frames  $F(i)$ ,
- f) Ermittlung eines virtuellen Rotationszentrums ( $Z$ ) durch Schnitt der virtuellen Verlängerungen  $L(i)$ ,
- g) Berechnung mit den in jedem neuen Suchvorgang  $S(j)$  ermittelten Größen  $T(j)$  und  $R(j)$  über das virtuelle Rotationszentrum ( $Z$ ) als zusätzlichen "Stützpunkt" einer Verschiebungskorrektur und
- h) Visualisierung der 2-D-Bilder (**27**) gemeinsam mit dem 3-D-Bild, wobei die 3-D-Bilder und/oder 2-D-Bilder (**27**) der errechneten Verschiebung entsprechend korrigiert werden.

2. Korrekturverfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die gefundene Bewegung auf eine Vorzugsrichtung eingeschränkt wird.

3. Korrekturverfahren nach einem der Ansprüche 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die markierten Bereiche in den aufgenommenen Fluoroskopiebildern und -sequenzen mit Methoden des Region Trackings wiedergefunden werden.

4. Korrekturverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Schätzung des virtuellen Rotationszentrums durch ein "Kleinste Quadrate Problem" gelöst wird.

5. Korrekturverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass als zu verfolgende Bereiche gemäß Schritt c) ein Teil der bereits im Fluoroskopiebild sichtbaren Nadel (**19**) markiert wird.

6. Korrekturverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass als zu verfolgende Bereiche gemäß Schritt c) eine entsprechende anatomische Region markiert wird.

7. Korrekturverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass als zu verfolgende Bereiche gemäß Schritt c) ein zu diesem Zwecke ein-, oder aufgebracht spezieller Marker Verwendung findet.

8. Korrekturverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Markierung der zu verfolgenden Bereiche gemäß Schritt c) mit den sich mit der Atmung bewegenden Bildmerkmalen manuell durchgeführt wird.

9. Korrekturverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Markierung der zu verfolgenden Bereiche gemäß Schritt c) mit den sich mit der Atmung bewegenden Bildmerkmalen automatisch erkannt und verfolgt wird.

10. Korrekturverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die 3-D-Bilder und/oder 2-D-Bilder (**27**) der errechneten Verschiebung entsprechend gemäß Merkmal h) in Echtzeit korrigiert werden.

11. Korrekturverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die prä-interventionelle Aufzeichnung eines tomographischen 3-D-Bildes gemäß Schritt a) aus CT-, Angiographie- oder MR-Sequenzen erfolgt.

12. Korrekturverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass der zum zweidimensionalen Durchleuchtungsbild registrierter 3-D-Datensatz als nativer oder als 3-D-Angiographie-Datensatz erstellt worden ist.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen



FIG 1

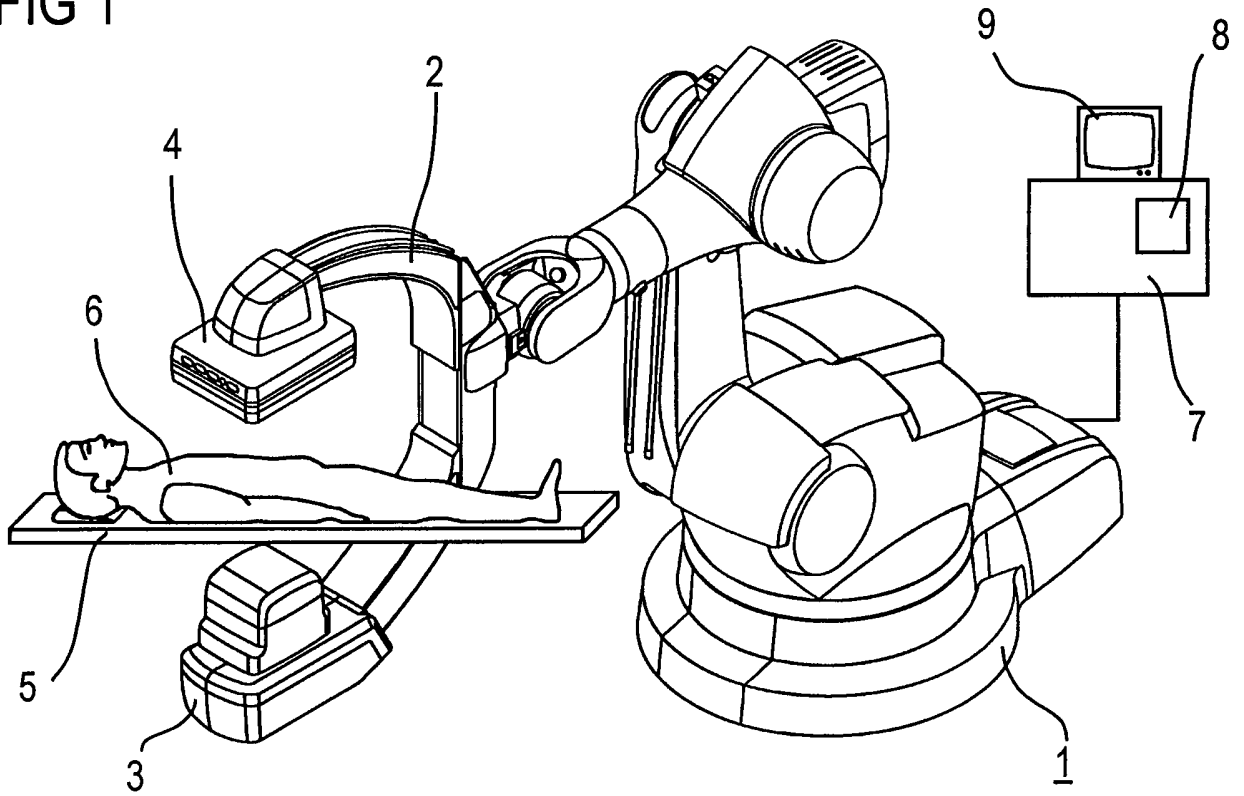


FIG 2

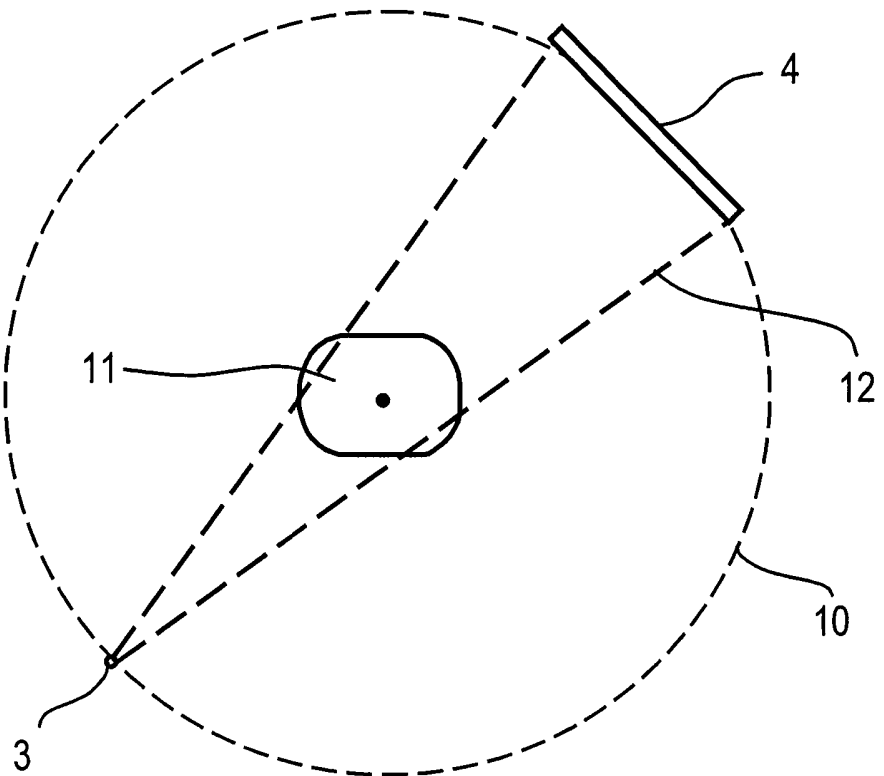


FIG 3

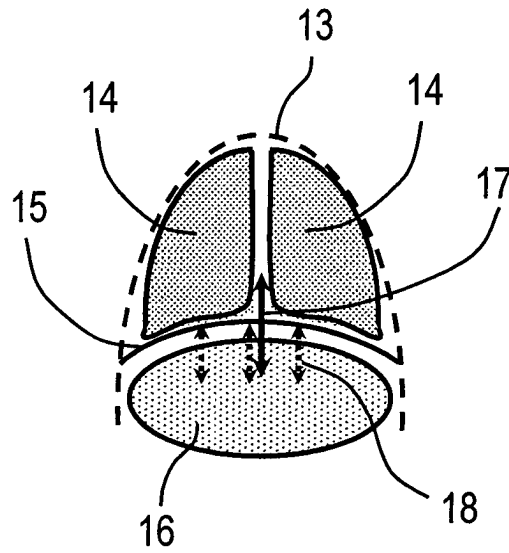


FIG 4

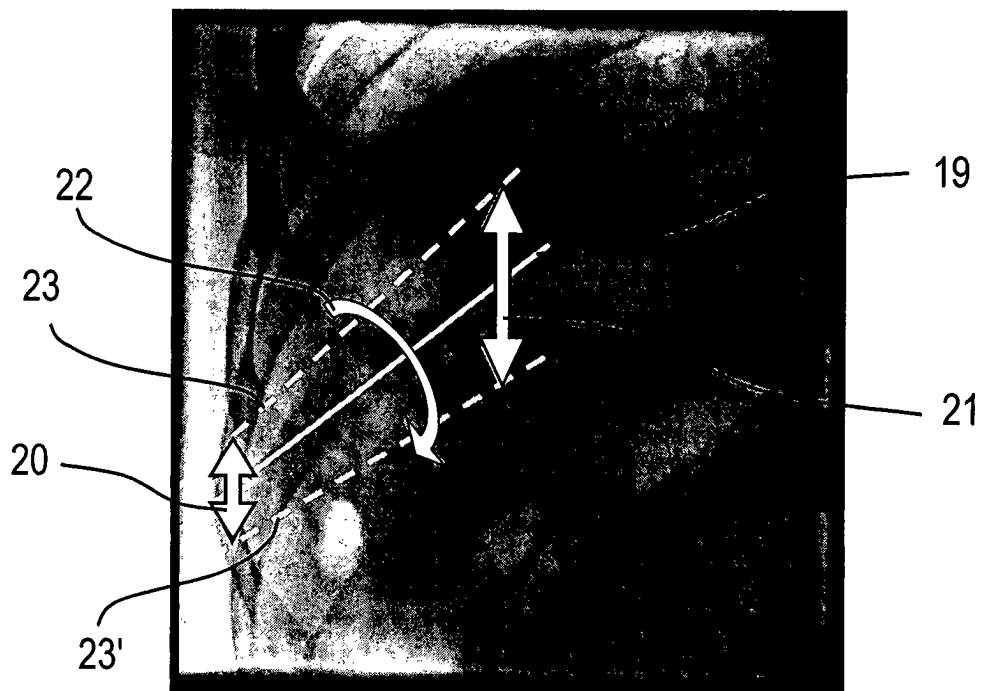


FIG 5

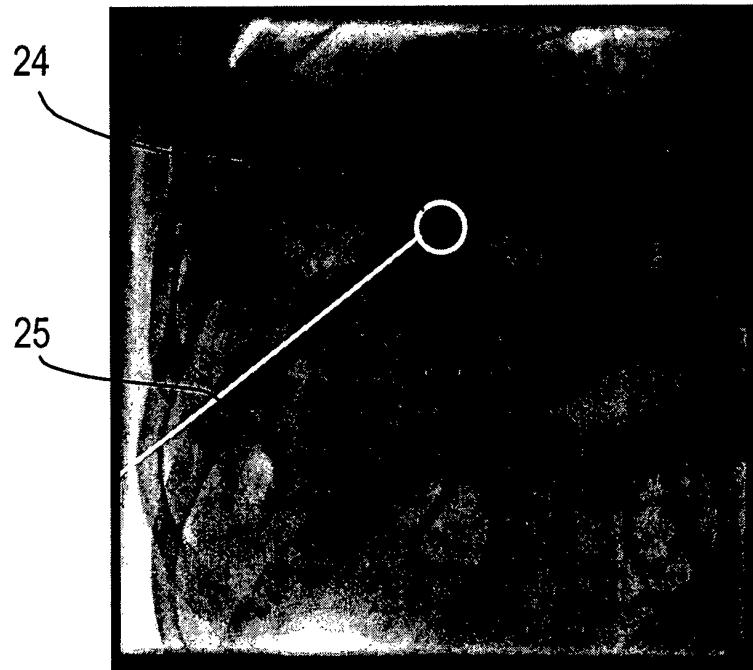


FIG 6

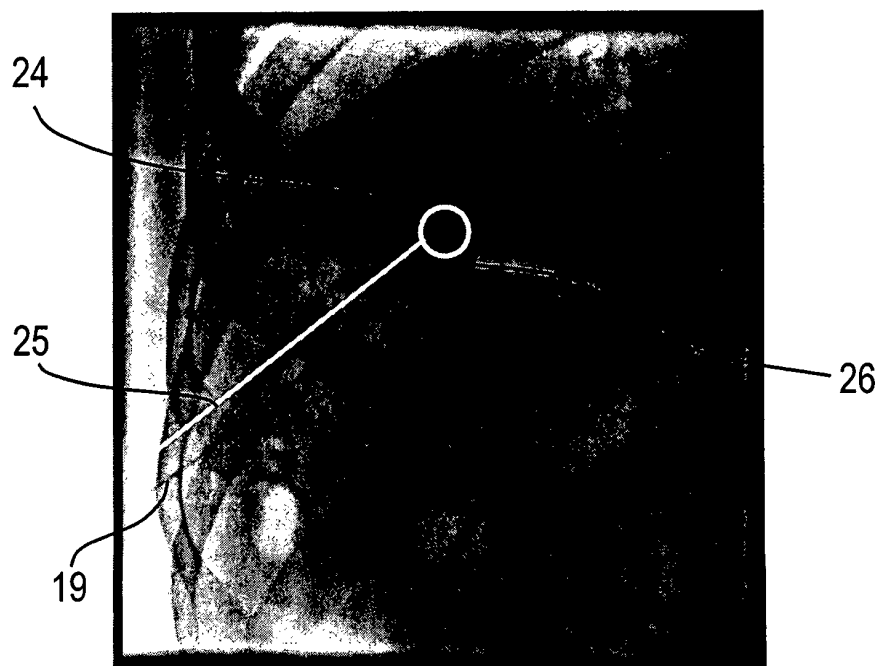


FIG 7

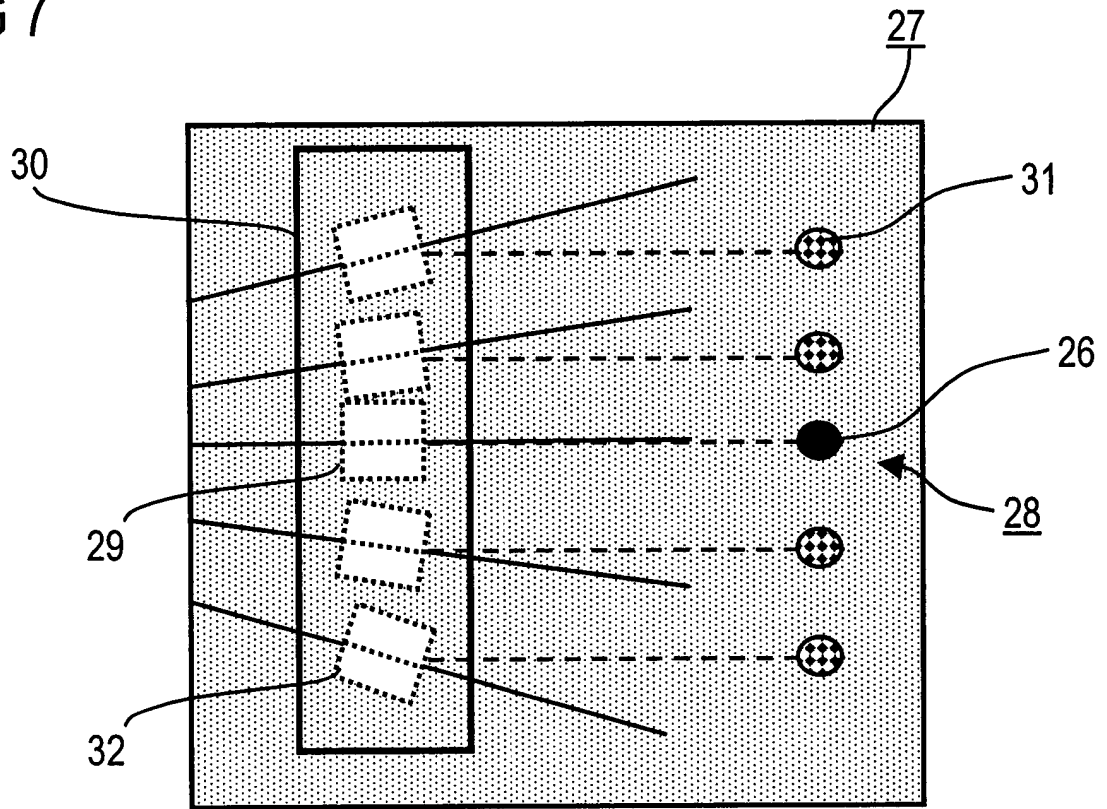


FIG 8

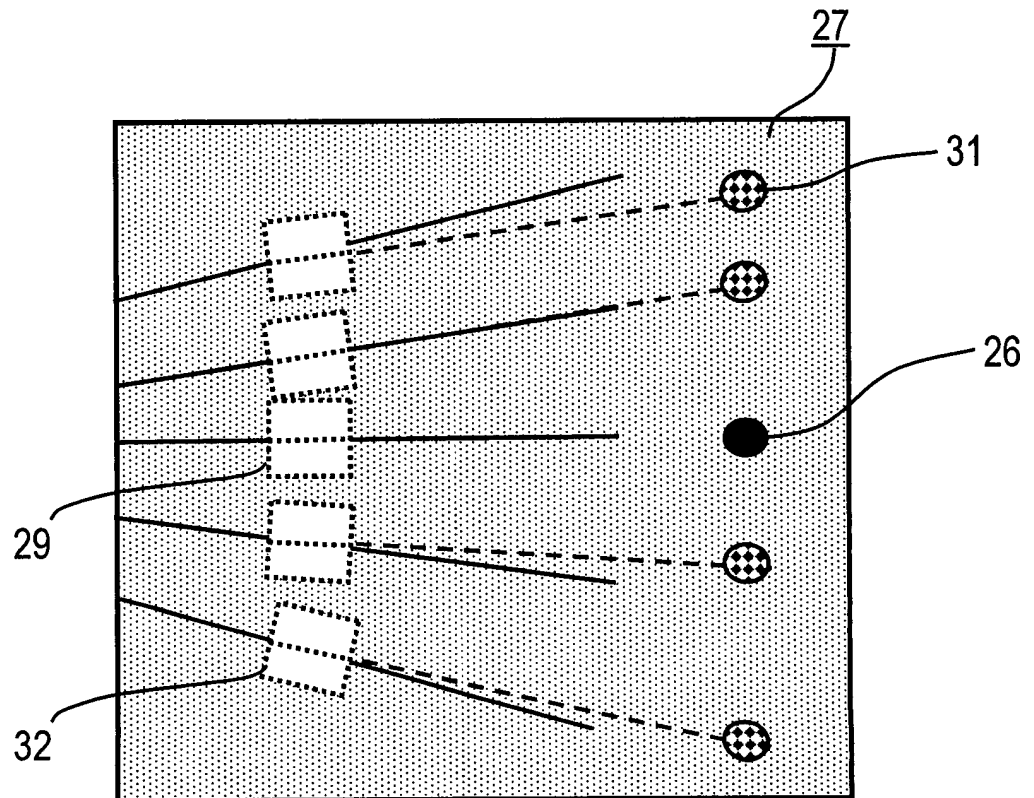


FIG 9

