(19) **Bundesrepublik Deutschland**
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 694 32 961 T2** 2004.02.12

(12) # Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 219 259 B1**
(21) Deutsches Aktenzeichen: **694 32 961.4**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **02 004 032.5**
(96) Europäischer Anmeldetag: **22.04.1994**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **03.07.2002**
(97) Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: **16.07.2003**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **12.02.2004**

(51) Int Cl.[7]: **A61B 19/00**

(30) Unionspriorität:

52042	**22.04.1993**	**US**
52045	**22.04.1993**	**US**

(73) Patentinhaber:
Image Guided Technologies, Inc., Boulder, Col., US

(74) Vertreter:
WUESTHOFF & WUESTHOFF Patent- und Rechtsanwälte, 81541 München

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE, FR, GB, IT, SE

(72) Erfinder:
Schulz, Waldean A., Boulder, US

(54) Bezeichnung: **Anordnung zur Bestimmung der gegenseitigen Lage von Körpern**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

Gebiet der Erfindung

[0001] Diese Erfindung betrifft die Bestimmung der Position eines Objektes relativ zu einem anderen Objekt im dreidimensionalen Raum. Insbesondere betrifft sie die Bestimmung und Anzeige der Position und der Ausrichtung eines ersten beweglichen Objektes relativ zu einem zweiten beweglichen Objekt im dreidimensionalen Raum.

Beschreibung des Standes der Technik

[0002] Die Computertomographie (CT), die Kernspin- oder Magnetresonanztomographie (MRT) und andere Verfahren liefern aussagekräftige Bilder des Körperinnern menschlicher Patienten in der Medizin, die für Diagnosezwecke nützlich sind. Häufig wurden diese Diagnosewerkzeuge, die zur Erfassung und Anzeige von Bildern aus dem Körperinnern von Patienten eingesetzt werden, und die von ihnen erzeugten Bilder zu anderen Zeiten verwendet und aufgenommen als während des tatsächlich am Patienten vorgenommenen chirurgischen Eingriffs, d. h. vor und/oder manchmal nach dem chirurgischen Eingriff. Es ist insbesondere üblich, dass CT- oder MRT-Scans aufgenommen werden, bevor der Chirurg mit seiner Arbeit beginnt. Es handelt sich nämlich um Diagnosewerkzeuge und nicht um Werkzeuge zur Verfolgung des Verlaufs einer Operation. Diese im Stand der Technik vorliegenden Scans werden allgemein verwendet, um den chirurgischen Eingriff zu planen oder den Chirurgen in seiner Entscheidung, welche chirurgischen Maßnahmen ergriffen und dann verwirklicht werden sollten, zu unterstützen. Manchmal werden sie auch nach dem chirurgischen Eingriff verwendet, um die Ergebnisse der chirurgischen Maßnahme zu bestimmen und auszuwerten.

[0003] Findet der chirurgische Eingriff an Stellen des Körpers statt, die für den Chirurgen nicht ohne Weiteres einsehbar sind, z. B. im Schädelinnern in den Furchen des Gehirns, ist es schwierig wenn nicht sogar unmöglich, den Verlauf des chirurgischen Eingriffs zu verfolgen, während er durchgeführt wird. Es ist derzeit unmöglich, einen chirurgischen Eingriff gleichzeitig mit einem MRT durchzuführen. Deshalb arbeitet der Chirurg stets mit zuvor aufgenommenen Bildern der inneren Strukturen des Patienten.

[0004] Wird mit diesen zuvor aufgenommenen Bildern während des chirurgischen Eingriffs gearbeitet, besteht häufig keine offensichtliche eindeutige Beziehung zwischen interessierenden Punkten der diagnostischen Bilder und den entsprechenden Punkten am tatsächlichen Patienten. Während sich anomales Gewebe in den Bildern deutlich von normalem gesundem Gewebe unterscheiden kann, ist der Unterschied am Patienten auf dem Operationstisch möglicherweise nicht so gut sichtbar. Des Weiteren ist bei einer intrakranialen Operation der Bereich von Interesse für. eine direkte Betrachtung möglicherweise nicht immer zugänglich. Somit besteht ein Bedarf für Vorrichtungen und Systeme, die den Chirurgen dabei unter stützen, eine Beziehung zwischen den Lagen in den diagnostischen Bildern und den entsprechenden Lagen in der tatsächlichen Anatomie des Patienten herzustellen und umgekehrt.

[0005] Der verwandte Stand der Technik enthält den Gegenstand offenbarende Fachliteratur, die Mittel zur Lösung der Aufgaben beschreibt, die in ihrer Gesamtheit ähnlich denen der vorliegenden Erfindung sind. Diese Fachliteratur enthält Veröffentlichungen, die die Korrelation zuvor aufgenommener medizinischer Bilder vom Körperinnern eines Patienten, die im Allgemeinen dreidimensional sind, zu den entsprechenden tatsächlichen physikalischen Lagen in Ist-Zeit an und im Patienten während des chirurgischen Eingriffs im Operationssaal beschreiben. Das US-Patent 4,791,934 beschreibt ein halbautomatisches System, das diese Korrelation herstellt, wobei jedoch zu beachten ist, dass das in diesem Patent beschriebene System außerdem die Herstellung zusätzlicher Röntgenbilder im Operationssaal während des chirurgischen Eingriffs erforderlich macht, und danach des Weiteren erfordert, dass diese Ist-Zeit-Bilder in die Koordinatensysteme der zuvor aufgenommenen diagnostischen Bilder übertragen werden, so dass sie mit dem lebenden Patienten in Beziehung gebracht werden können.

[0006] Darüber hinaus bedient sich dieses Patent'934 eines computergesteuerten Roboterarms, um ein chirurgisches Instrument entsprechend diesen Bildern zu positionieren. Die Messung und Definition der Lage und Ausrichtung einer eingeführten Sonde (eines chirurgischen Instruments) in Ist-Zeit, die vom Chirurgen interaktiv positioniert wird, und die Überlagerung solcher Ist-Zeit-Daten über ein zuvor aufgenommenes Bild sind nicht vorgesehen.

[0007] Es hat andere Versuche zur Lösung des Problems der dreidimensionalen Lagebestimmung speziell in der stereotaktischen Chirurgie gegeben. Eine Lösungsklasse betrifft die Verwendung verschiedener mechanischer Rahmen, Halter oder Transporteinrichtungen (normalerweise in der intrakranialen Chirurgie). Beispiele hierfür sind die US-Patente 4,931,056; 4,875,478; 4,841,967; 4,809,694; 4,805,615; 4,723,544; 4,706,665 und 4,651,732; 4,638,798. Im Allgemeinen offenbaren diese Patente Systeme, mit denen aus der Analyse der Bilder des Körperinnern abgeleitete Winkel reproduziert werden sollen, und bei denen in den meisten Fällen die starre Verschraubung eines Rahmens am Schädel erforderlich ist. Alle diese Verfahren sind kompliziert, zeitaufwändig und anfällig für menschliche Irrtümer.

[0008] Ein mehr interaktives Verfahren wird in US-Patent 4,750,487 offenbart. Dieses Patent offenbart die Anwendung der Fluoroskopie in Ist-Zeit im Operationssaal, um die Führung chirurgischer Instrumente zu unterstützen. Es steht jedoch zweifelsfrei fest, dass es niemals erstrebenswert ist, den Patien-

ten einer Fluoroskopie zu unterziehen. Während eines chirurgischen Eingriffs kann das durch sie bedingte Risiko sogar das des Eingriffs übersteigen.

[0009] Relevanter sind Veröffentlichungen des Standes der Technik, die Systeme speziell für die stereotaktische Chirurgie beschreiben. Die folgende Veröffentlichung ist beispielhaft und sachdienlich: David W. Roberts, M. D. et al.: „A Frameless Stereotaxic Integration of Computerized Tomographic Imaging and the Operating Microscope", J. Neurosurgery 65, Okt. 1986.

[0010] Diese Veröffentlichung beschreibt die Verwendung eines dreidimensionalen Digitalisierers zur Verfolgung der Position und Ausrichtung des Gesichtsfeldes eine chirurgischen Mikroskops und Mittel zur Überlagerung des Gesichtsfeldes des Mikroskops mit dem entsprechenden inneren ebenen Schichtbild eines zuvor erstellten Computertomogramms (CT). Ein derartiges System stellte einen großen Fortschritt in dieser Technik dar. Es war jedoch nicht frei von inhärenten Nachteilen.

[0011] An erster Stelle ist zu nennen, dass das von Roberts et al. beschriebene System die Übertragung von Schallimpulsen verwendete, um Lage und Ausrichtung des Feldes des chirurgischen Mikroskops zu erfassen. Die Verwendung des Schalls beruht notwendigerweise auf der Bestimmung der Übertragungsstrecken in Abhängigkeit von der Schallgeschwindigkeit und der Unterscheidung kleiner Streckendifferenzen. Es ist hinreichend bekannt, dass die Schallgeschwindigkeit erheblich in Abhängigkeit von der Temperatur des Mediums, durch das sich der Schall ausbreitet, schwankt. Bei den modernen Klima- und Heizungsanlagen gibt es zahlreiche verschiedene thermische Sprungschichten und Luftströmungen in einem Operationssaal, die für den Patienten oder die Ärzte bedeutungslos sind, die jedoch die genaue Messung präziser Strecken in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit der Schallübertragung erheblich beeinflussen können. Deshalb müssen sehr genaue Ausgleichsfaktoren angewendet werden, um genaue Informationen über die exakte Lage und Ausrichtung des Operationsmikroskops zu erhalten. Es liegt auf der Hand, dass hier geringfügige Fehler sehr schwerwiegende Folgen für den Patienten haben können.

[0012] Es sei daran erinnert, dass der Zweck der Messung von Strecken zwischen den Schallemitter und den Empfängern darin besteht, präzise zu bestimmen, wo sich die Spitze einer chirurgischen Sonde oder eines anderen Geräts befindet. Die Spitze kann sich über eine nur sehr kleine Strecke in der Größenordnung von Millimetern oder darunter bewegen, so dass sich die Position des Schallemitters an der Sonde nur um einen sehr kleinen Betrag ändern kann. Dieses Messsystem muss in der Lage sein, solche kleinen Positions- und Ausrichtungsänderungen der Schallemitter zu erkennen und diese kleinen Änderungen in eindeutige Änderungen der definierten Position und Ausrichtung der Sondenspitze umsetzen. Die Genauigkeit der Messung und die sichere Bestimmung der Schallgeschwindigkeit im Operationsumfeld sind deshalb kritisch für die Lagebestimmung der Sondenspitze mit hinreichender Genauigkeit und die Querbeziehung dieser Lage zu einem zuvor aufgenommenen Bild, das der Lage der Sondenspitze entspricht. Es sollte deshalb klar sein, dass der Hauptnachteil dieses Schallsystems in der inhärenten Ungenauigkeit und Instabilität der Vorrichtung zur Messung der Schallgeschwindigkeit liegt.

[0013] Zusätzlich zur Problematik genauer und präziser Streckenmessungen mittels der Schallübertragung bestand eine weitere Schwierigkeit und Unsicherheit des Systems von Roberts et al., die unabhängig von seiner Verwendung als Schallmessmittel ist. Das System von Roberts et al. setzte voraus, dass die Position des Patienten, zumindest der Körperteil des Patienten, der dem Operationsbereich entspricht, z. B. der Kopf, absolut in seiner Lage fixiert ist. Dieses System konnte keine Lageänderungen des Patienten mit dem eingeführten Operationsmikroskop bestimmen, sondern verfolgte nur die Lage des Mikroskops unabhängig vom Patienten. Lage und Ausrichtung des Patienten (des Kopfes des Patienten) wurden zu Beginn der Operation bestimmt und der zuvor aufgenommene CT-Scan wurde zu dieser spezifischen Lage und Ausrichtung in Beziehung gesetzt. Wurden Position und/oder Ausrichtung des Patienten im Verlauf der gesamten Operation bewusst oder sogar unbeabsichtigt geändert, musste das System neu korreliert werden. Das heißt, die Operation musste unterbrochen und der zuvor aufgenommene CT-Scan mit der neuen Position und/oder Ausrichtung des Kopfes des Patienten korreliert werden. Dies war eindeutig ein erheblicher Nachteil des Systems nach Roberts et al. Es verlangt nicht nur, dass das System neu korreliert wird, wenn der Chirurg den Kopf des Patienten bewusst bewegte, sondern es war auch nicht in der Lage, unbeabsichtigte Bewegungen des Kopfes des Patienten während der Operation zu berücksichtigen.

[0014] Die vorliegende Erfindung beinhaltet nicht die Aufnahme geeigneter Bilder des Körperinnern des Patienten vor der Operation. Sie setzt an dem Punkt an, in dem diese Bilder bereits aufgenommen und vom Chirurgen als brauchbar akzeptiert worden sind. Diese Erfindung weist deshalb nicht die Abbildungsvorrichtung zur Erzeugung des inneren dreidimensionalen Bildes oder Modells des Innern des Patienten oder eines anderen Objektes auf. Allerdings verwendet diese Erfindung diese zuvor gewonnenen Bilddaten und gibt diese Information in das vorliegende System ein. Das System dieser Erfindung beinhaltet nicht die Mittel für die Aufnahme dieser Bilder, enthält jedoch die Bilder selbst, vorzugsweise in elektronischer Form.

[0015] Bei solchen bekannten Abbildungsgeräten kann es sich um Ultraschall-, Computertomographie-(CT)- oder Kernspin- (MRT) Geräte handeln. Außerdem kann es sich bei einem solchen Abbil-

dungsgerät auch um ein noch nicht entwickelte Gerät handeln. Der wichtige einschränkende Faktor bezüglich des Abbildungsgeräts ist, dass die vom ihm erzeugten Daten in einem elektronischen digitalen Format oder in einem problemlos in ein solches Format wandelbaren Format vorliegen müssen. Die digitalen Daten können direkt von einem solchen Abbildungsgerät abgeleitet werden und über ein herkömmliches Kommunikationsnetzwerk oder mittels Magnetband oder Magnetplattenmedium übertragen werden.

[0016] Es gibt einen weiteren Bereich von zum Stand der Technik gehörigen Veröffentlichungen, der für die Patentierbarkeit der vorliegenden Erfindung von Bedeutung sein kann. Dieser Stand der Technik betrifft speziell die Lokalisierung von Geräten, die die relativen Positionen einer von Hand manövrierten Sonde und eines anderen Objektes messen, gilt aber nicht notwendigerweise für das "Sehen" der Ist-Zeit-Position der im Innern eines Patienten befindlichen Sonde. Frühere Verfahren und Geräte werden zur Erfassung der Position eines Objektes im dreidimensionalen Raum eingesetzt. Diese bekannten Techniken bedienen sich verschiedener Messverfahren.

[0017] Bei zahlreichen dreidimensionalen. Messverfahren wird ein dünner Strahl oder eine Lichtebene auf ein Objekt projiziert und optisch bestimmt, wo das Licht das Objekt schneidet. Beispiele mehrerer US-Patente, die solche nach diesem allgemeinen Prinzip arbeitenden einfachen Abstands-/Entfernungsmessgeräte offenbaren sind: US-Patente 4,660,970; 4,701,049; 4,705,395; 4,709,156; 4,733,969; 4,743,770; 4,753,528; 4,761,072; 4,764,016; 4,782,239 und 4,825,091. Beispiele für US-Patente, die die Lichtebene zur Erfassung der Form eines Objektes verwenden, sind u. a.: US-Patente 4,821,200; 4,701,047; 4,705,401; 4,737,032; 4,745,290; 4,794,262; 4,743,771 und 4,822,163. Beim letztgenannten ist die Genauigkeit der Bestimmung der Lage und Ausrichtung der auf der Oberfläche einer Probe liegenden Punkte durch die für zweidimensionale Sensoren typische niedrige Auflösung begrenzt, die im Allgemeinen eingesetzt worden sind (derzeit beträgt die Genauigkeit etwa 1 Teil von 512 bei einer elektronischen Videokamera). Des Weiteren können diese Geräte derzeit nicht Lage und Ausrichtung der Sondenspitze erkennen, wenn die Sondenspitze mit spezifischen Punkten zusammenfällt, und die Bestimmung der Lage dieser Sondenspitze ist gleichbedeutend mit der Bestimmung dieses spezifischen Punktes. Außerdem sind optische Systeme traditionell durch Aspekte der quasioptischen Sichtweite eingeschränkt. Ist der fragliche Punkt nicht zu sehen, kann Licht nicht direkt auf diesen Punkt auftreffen oder von ihm reflektiert werden. Aufgrund dieser inhärenten Einschränkungen sind diese bekannten Geräte grundsätzlich nutzlos für die Lokalisierung eines Punktes innerhalb einer Furche, was jedoch für intrakraniale Operationen erforderlich ist.

[0018] Die Geräte für Bilder des Körperinnern selbst (wie Computertomographie, Kernspintomographie oder Abbildung durch Ultraschall) sind ungeeignet für die Verfolgung der räumlichen Lage und Ausrichtung einer von Hand geführten Sonde während einer Operation, obwohl sie durch Einschränkungen der quasioptischen Sichtweite nicht beeinträchtigt werden. Somit können diese Systeme nicht zur vorherigen Aufnahme eines Bildes oder eines Bildsatzes des Körperinnern eines Patienten und außerdem zur Abbildung derselben inneren Stellen in Ist-Zeit während einer Operation eingesetzt werden.

[0019] Andere zum Stand der Technik gehörigen Verfahren und Vorrichtungen sind bekannt, die die Position eines oder mehrerer beweglicher Punkte im dreidimensionalen Raum verfolgen. Bei diesen bekannten Techniken werden die beweglichen Punkte normalerweise durch kleine strahlende Emitter dargestellt, die sich relativ zu Sensoren mit fester Position bewegen. Bei einigen Verfahren sind die Rollen der Emitter und Sensoren vertauscht. Die typischen Formen der Strahlung sind Licht (z. B. US-Patent 4,836,778), Schall (US-Patent 3,821,469) und Magnetfelder (US-Patent 3,983,474). Andere Verfahren enthalten mechanische Arme oder Kabel (US-Patent 4,779,212). Bei manchen elektrooptischen Ansätzen wird ein Paar Videokameras sowie ein Computer eingesetzt, um die Position homologer Punkte in einem Paar stereografischer Videobilder zu berechnen (z. B. US-Patente 4,836,778 oder 4,829,373). Die interessierenden Punkte können passive Reflektoren oder blinkende Lichtemitter sein. Die Verwendung von Lichtemitter macht das Lokalisieren, Unterscheiden und Berechnen von Lage und Ausrichtung der Punkte einfacher.

[0020] Sonden mit einer Zeigerspitze und darauf angeordneten Schallemitter zur Lokalisierung werden seit einigen Jahren frei vermarktet. Die vorliegende Erfindung betrifft ebenfalls die Bestimmung der Lage und Ausrichtung eines Fühlstiftes, aber sie stellt eine Verbesserung gegenüber den bekannten Geräten dadurch dar, dass sie winzige Lichtemitter anstelle der bekannten Schallemitter verwendet. Wie sich des Weiteren ergeben wird, ist das Verfahren zur Erfassung der Positionen dieser Lichtemitter verschieden von dem, was bisher in Zusammenhang mit Schall angewendet worden ist.

[0021] Mit der vorliegenden Erfindung verwandte weitere zum Stand der Technik gehörige Gegenstände der Erfindung finden sich in folgenden Veröffentlichungen: Fuchs, H.; Duran, J.; Johnson, B.: „Acquisition and Modeling of Human Body Form Data", Proc. SPIE, Bd. 166 (1978), S. 94–102.

[0022] Mesqui, F.; Kaeser, F.; Fischer, P.: „Real-time, Non-invasive Recording and 3-d Display of the Functional Movements of an Arbitrary Mandible Point" SPIE Biostereometrics 602, 1985, S. 77–84.

[0023] Yamashita, Y.; Suzuki, N.; Oshima, M.: „Three-Dimensional Stereometric Measurement System Using Optical Scanners, Cylindrical Lenses, and Line Sensors, Proc. SPIE, Bd. 361, 1983, 5. 67–73.

[0024] Der Artikel von Fuchs et al. (1978) beschreibt ein Verfahren zur Verfolgung einer chirurgischen Sonde im dreidimensionalen Raum, das der vorliegenden Erfindung am nächsten kommt. Dieses Verfahren könnte möglicherweise zusammen mit und ergänzend zu der praktischen Anwendung der vorliegenden Erfindung verwendet werden. Es beruht auf der Verwendung von drei oder mehr eindimensionalen Sensoren, die jeweils aus einer zylindrischen Linse und einer linearen Anordnung aus Strahlungsdetektoren wie ladungsgekoppelte Halbleitergeräte (charge-coupled semiconductor devices – CCD) oder einem positionsabhängigen Differenzspannungs-Detektor (position sensitive detector – PSD) bestehen. Die Sensoren bestimmen sich schneidende Ebenen, die alle einem einzigen punktförmigen Lichtemitter entsprechen. Die Berechnung des Schnittpunktes der Ebenen ergibt die Lage des Emitters. Die Berechnung basiert auf den Lagen, Ausrichtungen und anderen Einzelheiten bezüglich der eindimensionalen Sensoren und ist eine einfache Anwendung analytischer Geometrie. Dieses fotooptische Verfahren wurde jedoch bisher nicht für den Zweck der vorliegenden Erfindung angewendet. In diesem Sinne ist es möglich, dass das vorliegende System als ein neues System mit nicht naheliegender Verwendung eines vorhandenen Systems betrachtet werden kann.

[0025] Ein Referenz-Anzeigesystem zur Überlagerung eines tomografischen Bildes auf die Brennebene eines Operationsmikroskops ist aus der US 4,722,056 bekannt. Das System weist einen Computer auf, der zur Umformatierung zuvor gespeicherter tomografischer Bilddaten programmiert ist, um diese in einer bestimmbaren Ebene zu präsentieren, und ein Operationsmikroskop, das in der operativen Lage relativ zum Patienten positioniert ist, wobei die Brennebene des Mikroskops diese bestimmbare Ebene festlegt. Das System weist außerdem Mittel zur Bestimmung der räumlichen Beziehungen des Abbildungssystems, des Patienten und der Brennebene des Mikroskops untereinander auf. Um eine korrekte Überlagerung zu ermöglichen, werden am Kopf des Patienten mindestens drei Bezugsmarken angebracht. Die Bezugsmarken bestehen aus einem Material, das während der Erzeugung der Bilddaten physikalisch erkennbar sowie für das Mikroskop sichtbar ist.

[0026] Um die räumliche Beziehung zwischen dem Mikroskop und den Bezugsmarken zu bestimmen sowie zur Verfolgung jeglicher späterer Bewegung des Mikroskops sind Strahlungsemitter am Mikroskop angebracht und entsprechende Strahlungssensoren sind in einer festen Position im Operationssaal angeordnet. Während der Bestimmung der räumlichen Beziehung zwischen dem Mikroskop und den Bezugsmarken sowie während der Verfolgung jeglicher späterer Bewegung des Mikroskops relativ zu den Bezugsmarken, d.h. relativ zum Kopf des Patienten, wird der Kopf des Patienten fest auf dem Operationstisch fixiert.

[0027] Es besteht immer noch ein Bedarf für ein komplettes System (Vorrichtung und Verfahren), das die rasche, genaue, sichere und gut durchführbare Messung der dreidimensionalen Position und Ausrichtung einer manuell betätigten Sonderelativ zu einem beweglichen interessierenden Objekt bietet. Dieses System muss außerdem die relative Position und Ausrichtung der Sonde, sogar eines Abschnitts der Sonde, der sich außerhalb der Sichtweite befindet, visuell mit einem Bild eines zuvor erzeugten dreidimensionalen Modells des Objektes in Beziehung setzen.

Aufgaben und Zusammenfassung der Erfindung

[0028] Eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist die Bereitstellung von Mitteln für die genaue dreidimensionale Messung der relativen Position und Ausrichtung eines beweglichen Elements bezüglich eines beweglichen Objektes.

[0029] Eine weitere Aufgabe dieser Erfindung ist die Bereitstellung einer genauen visuellen Beziehung zwischen zwei Objekten, die jeweils relativ zueinander sowie relativ zum Koordinatensystem, in dem sich diese beweglichen Objekte befinden, beweglich sind.

[0030] Eine weitere Aufgabe dieser Erfindung ist die Bereitstellung genauer räumlicher Beziehungen zwischen einer sich bewegenden Sonde und einem sich bewegenden zu operierenden Patienten während einer Operation in einem Operationssaal, wobei sich die Sonde und der Patient sowohl relativ zueinander als auch relativ zu einer festen Lage und Ausrichtung der Messvorrichtung bewegen.

[0031] Eine weitere Aufgabe dieser Erfindung ist die Bereitstellung eines elektrooptischen Messsystems, das preiswert, einfach in der Anwendung, zuverlässig und transportierbar ist, und das eine manuell positionierte Sonde oder ein anderes Instrument aufweist, von dem mindestens ein Teil nicht in der Sichtweite des Chirurgen liegt, und das des Weiteren ein Mittel zur Messung der sonst „unsichtbaren" Position und Ausrichtung der Sondenspitze verwendet.

[0032] Eine weitere Aufgabe dieser Erfindung ist die Bereitstellung eines einfachen, nicht invasiven Systems zur Herstellung einer Entsprechung zwischen einem momentan existierenden Koordinatensystem mit einem beweglichen Objekt und einem zuvor erhaltenen Koordinatensystem mit einem dreidimensionalen Computermodell dieses Objektes, wobei das zuvor erhaltene Computermodell ebenfalls von diesem selben System stammt.

[0033] Eine weitere Aufgabe dieser Endung besteht darin, einen gemessenen Ort an der Außen- oder Innenseite eines Objektes zu seinem entsprechenden Ort in einem zuvor erzeugten Computermodell dieses Objektes in Beziehung zu setzen, indem eine Übereinstimmung zwischen den Koordinatensystemen des Objektes und des Modells hergestellt wird.

[0034] Eine weitere Aufgabe dieser Erfindung be-

steht darin, eine Schnittansicht oder eine Querschnittsscheibe eines zuvor erzeugten Computermodells eines ebenen Querschnitts eines geometrischen Modells anzuzeigen, wobei die Scheibe etwa den Ort im Modell schneidet, der einem in Ist-Zeit gemessenen Ort entspricht, und die angezeigte Scheibe mit einer Markierung zu überlagern, um den Ort auf der Scheibe zu kennzeichnen, der dem gemessenen Ort entspricht.

[0035] Eine weitere Aufgabe dieser Erfindung besteht darin, einen den Eingriff durchführenden Chirurgen speziell in der kranialen Neurochirurgie dabei zu unterstützen, subkutanes krankes Gewebe zu lokalisieren, während gesunde kritische Strukturen ausgespart werden.

[0036] Weitere Aufgaben, Vorteile und neuartige Merkmale der Erfindung werden zumindest teilweise aus der nachfolgenden Beschreibung ersichtlich. Dem Fachmann werden sie sich außerdem beim Studium der nachfolgenden Erläuterung oder bei der praktischen Anwendung der Erfindung erschließen. Die Aufgaben und Vorteile der Erfindung können mit Hilfe der Mittel und der in den beigefügten Ansprüchen besonders hervorgehobenen Kombinationen verwirklicht und erhalten werden.

[0037] Im Rahmen der Beschreibung dieser Erfindung sind die Strahlungsemitter am ersten und zweiten Objekt angebracht und die Sensoren für diese Strahlungen sind in festen Positionen im Ist-Zeit-Koordinatensystem angeordnet. Es kann in Betracht gezogen werden, die Anordnung dieser Emitter und Sensoren ohne Weiteres umzukehren. Das heißt, die Emitter könnten die festen Positionen im Ist-Zeit-Koordinatensystem einnehmen und die Sensoren könnten am ersten und zweiten Objekt angebracht werden. Die Funktionsweise der Erfindung wäre bei jeder Anordnung der Sensoren und Emitter gleich. Der Einfachheit halber werden die Emitter in der Beschreibung dieser Erfindung an den beweglichen Objekten und die Sensoren in festen Positionen angeordnet. Diese Anordnung sollte nicht als Einschränkung für die Vorrichtung oder das Verfahren gemäß der Erfindung verstanden werden.

Kurzbeschreibung der Zeichnungen

[0038] Die beiliegenden Figuren der Zeichnung stellen eine bevorzugte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung dar und dienen zusammen mit der Beschreibung der Erläuterung der Prinzipien der Erfindung.

[0039] **Fig.** 1A ist ein Blockflussdiagramm des optischen Mess- und Korrelationssystems der vorliegenden Erfindung, das die Hauptkomponenten dieses Systems mit Ausnahme der Mittel zur automatischen Messung der Position und Ausrichtung des beweglichen und des zweiten Objektes zeigt.

[0040] **Fig.** 1B ist **Fig.** 1A ähnlich, aber enthält die zusätzlichen Strahlungsemitter, die die automatische Messung der Position und Ausrichtung des zweiten Objektes sogar während der Bewegung dieses zweiten Objektes gestatten.

[0041] **Fig.** 2 ist eine perspektivische Ansicht der Erfindung bei ihrer Anwendung durch einen Chirurgen, der eine intrakraniale Operation an einem Patienten vornimmt, und die einen Cursor auf einem Anzeigeschirm zeigt, der die entsprechende Position der Sondenspitze (erstes Objekt) im Bild der dem Schädel (zweites Objekt) entsprechenden zuvor erstellten Modelldaten markiert.

[0042] **Fig.** 3 ist eine Ansicht einer beispielhaften Anzeige, die die Position der Sondenspitze überlagert auf zuvor erfassten Modelldaten einer Scheibe aus dem Schädelinnern zeigt, sowie die Bezugspunkte des zweiten Objektes gemäß **Fig.** 1A in Form von Dreiecken auf dem Schädel des Patienten.

[0043] **Fig.** 4 ist eine schematische perspektivische Ansicht eines Beispiels für einen der eindimensionalen Fotodetektoren, die bei der Verwirklichung der vorliegenden Erfindung nützlich sind.

[0044] **Fig.** 5 ist eine grafische Darstellung der Bildintensität (als Spannung oder Strom) als Funktion der Lagen auf der Fotodetektoroberfläche für einen typischen Lichtdetektor, der in der strahlungsgestützten Mess- und Korrelationsvorrichtung der vorliegenden Erfindung verwendet werden könnte.

[0045] **Fig.** 6 und 7 sind Diagramme der wichtigsten vom Computer durchgeführten Schritte zur Berechnung der Position der Sonde (erstes Objekt) relativ zum Modell des Schädelinnern (zweites Objekt) und zur Anzeige einer Bildscheibe im Querschnitt des Modells des Schädelinnern auf einem geeigneten Anzeigeschirm wie einem Computerbildschirm (CRT).

[0046] **Fig.** 8 ist eine schematische Ansicht der Strahlen in einer Ausführungsform dieser Erfindung.

Detaillierte Beschreibung der bevorzugten Ausführungsformen dieser Erfindung

[0047] Die Strahlungsmess- und Korrelationsvorrichtung **10** der vorliegenden Erfindung für eine medizinische Anwendung, die eine Einsatzmöglichkeit dieser Erfindung veranschaulicht, ist in **Fig.** 1 schematisch dargestellt. Sie weist eine von Hand geführte invasive Sonde **12** (erstes Objekt), die mindestens zwei Strahlungsemitter **14** und **16** aufnimmt, die kollinear zueinander und zur Spitze **18** der Sonde **12** angeordnet sind. Mindestens drei entfernt angeordnete eindimensionale Strahlungssensoren **20**, **22** und **24** sind in einer festen beabstandeten Beziehung zueinander an bekannten Positionen bezüglich eines vorgegebenen festen Koordinatensystems **80** angeordnet. Die Strahlungssensoren **20**, **22** und **24** erfassen die von den einzelnen Emittern **14** und **16** breit ausgesendete Strahlung und erzeugen elektrische Ausgangssignale, von denen die Lage der Sondenemitter **14** und **16** und folglich die Position und Ausrichtung der Sondenspitze **18** (die für den Chirurgen möglicherweise nicht sichtbar ist, da sie sich in der

Schädelhöhle befindet) bezüglich des festen Koordinatensystems **80** abgeleitet werden. Wird gewünscht die sich bewegende Position des Schädels während der Operation zu bestimmen, können außerdem die drei Sensoren **20**, **22** und **24** so programmiert werden, dass sie die Lage anderer Referenz-Emitter **70**, **72** und **74** auf dem zweiten Objekt **11** (**Fig.** 1B) auf die gleiche Weise wie für die Sondenemitter **14** und **16** erfassen und ableiten. Die Aufgabe dieser Referenz-Emitter auf dem zweiten Objekt ist die Automatisierung der Berechnung der Beziehungen zwischen dem Ist-Zeit-Koordinatensystem des Bildes 13 des Modells (**Fig.** 2) des zweiten Objektes, dem Koordinatensystem der Sensoren und dem lokalen Koordinatensystem des zweiten Objektes **11** selbst.

[0048] Eine Steuerungseinheit **30**, die über eine Datenleitung **26** mit der beweglichen Sonde **12** verbunden und mit den entfernt angeordneten Sensoren **20**, **22** und **24** über Datenleitungen **28**, **32** bzw. **34** gekoppelt ist, synchronisiert die Erfassung der fünf (beispielhaften) Emitter und die Unterscheidung zwischen ihnen. Bei dieser Ausführungsform dieser Erfindung, bei der die verschiedenen Emitter eine gepulste Strahlung aussenden, indem sie beispielsweise getaktet werden, ist die Steuerungseinheit so ausgeführt, dass sie den Zeitmultiplexbetrieb der beiden Emitter **14** und **16** auf der Sonde und der drei Emitter **70**, **72** und **74** auf dem Schädel steuert, den Betrieb der Sensoren **20**, **22** und **24** steuert und unterscheidbare Daten von diesen Sensoren empfängt wie nachstehend noch umfassender beschrieben wird. Ein über eine Datenleitung **38** mit der Steuerungseinheit **30** gekoppelter Koordinatencomputer **36** berechnet die dreidimensionale räumliche Lage der Sondenemitter **14** und **16** und anschließend Position und Ausrichtung der Sondenspitze **18** und korreliert diese Positionen mit Daten aus Korrelationsinformationen **42** und von einem Modell **13** des zweiten Objektes **11**, das zuvor elektronisch in einer Datenbasis **40** gespeichert worden ist, auf die elektronisch zugegriffen werden kann. Schließlich veranlasst der Computer **36** einen zugehörigen Kathodenstrahlröhren- (cathode ray tube – CRT) Monitor, die Darstellung der Position und Ausrichtung der Sondenspitze **18** bezüglich des Computerbildes **13** des Schädels **11** auf einem Anzeigebildschirm **44** (**Fig.** 2) anzuzeigen, was nachstehend ausführlicher beschrieben wird.

[0049] Die Sonde **12** könnte ohne Kabel **26** verwendet werden, indem sie mit der Steuerungseinheit **30** durch eine deutliche Modulierung der Lichtemitter **14** und **16** anstelle der sequentiellen Spannungsversorgung (Taktung) gekoppelt wird, oder indem die Wellenlänge oder der Typ der von ihnen ausgesendeten Strahlung variiert wird. So könnten beispielsweise die Wellenformen, Farben oder Frequenzen jeder Strahlung verschieden sein. Im Falle einer Schallstrahlung könnten die Frequenzen des von den verschiedenen Emitter ausgesendeten Schalls variiert werden, damit sie voneinander unterschieden werden können. Durch Erkennen der Unterschiede zwischen den verschiedenen Emittern, d. h. der Wellenform, Farbe, Frequenz oder anderer Unterscheidungsmerkmale der ausgesendeten Strahlung kann die Steuerung **30** bestimmen, auf welchen Emitter die Sensoren **20**, **22** und **24** reagieren.

[0050] Die grundlegende Mess- und Korrelationsvorrichtung **10** der vorliegenden Erfindung ist in Zusammenhang mit der Unterstützung des Chirurgen bei der Durchführung komplizierter intrakranialer Operationen beschrieben worden. Diese allgemeine Anwendung dieser Vorrichtung stellt weder die Erfindung dar, noch ist sie eine Einschränkung derselben. Diese Anwendung dient nur dazu, diese Erfindung zu verdeutlichen. Die übrige Beschreibung stützt sich weiterhin auf eine derartige Ausführungsform für chirurgische Zwecke, obwohl zahlreiche andere chirurgische oder sonstige Anwendungen außer der intrakranialen Chirurgie möglich sind (z. B. Rücken- oder Stirnhöhlenchirurgie und Brustbiopsie). Des Weiteren kann die Messund Korrelationsvorrichtung **10** dieser Erfindung für andere Zwecke in zahlreichen unterschiedlichen medizinischen und nicht medizinischen Gebieten verwendet werden. Bei der beschriebenen Ausführungsform ist das interessierende physikalische Objekt **11**, d. h. das zweite Objekt bei der allgemeinen Anwendung dieser Erfindung, der Kopf oder Schädel eines Patienten, und das Modell des Schädels wird mittels einer Reiher paralleler Bildscheiben (in bekannter gegenseitiger räumlicher Beziehung) wiedergegeben, wie sie beispielsweise mittels der Computertomographie (CT) oder der Kernspintomographie (MRT) erhalten werden. Diese Bildscheiben werden dann digitalisiert, so dass sie das dreidimensionale Computermodell des Schädels des Patienten bilden, das dann in der Datenbasis **40** gespeichert wird, auf die elektronisch zugegriffen werden kann.

[0051] Wie aus **Fig.** 1A, 1B, 2 und 3 ersichtlich ist, setzt ein Chirurg die Spitze **18** der Sonde **12**, d.h. das erste Objekt, an einem Punkt auf oder im Innern des Schädels **11** des Patienten an. Die Positionssensoren **20**, **22** und **24** erfassen die Lagen der Emitter **14** und **16** auf dem Abschnitt der Sonde **12**, der außerhalb des Körpers des Patienten verbleibt. Um dies zu erreichen, muss die von den Emittern **14** und **16** erzeugte Strahlung für die Sensoren **20**, **22** und **24"**sichtbar" sein. Aus diesem Grund können mehr als zwei Emitter auf dem ersten Objekt platziert werden, so dass die Strahlung von mindestens zwei von ihnen stets für die Sensoren sichtbar ist. Diese Emitter 14 und 16 sind effektiv punktförmige Quellen und strahlen Energie über einen weiten Winkel ab, so dass diese Strahlung für die Sensoren über eine weiten Bereich der Sondenausrichtungen und Positionen sichtbar ist.

[0052] Die Sensoren **20**, **22** und **24**, die Steuerungseinheit **30** und der Computer **36** arbeiten zusammen, um die dreidimensionale Lage jedes Emitter **14** und **16** in einem Koordinatensystem zu bestimmen und um die Koordinaten jedes Emitter im vorgegebenen

festen Koordinatensystem **80** in Ist-Zeit zu berechnen. Der Computer **36** kann dann die Position und Ausrichtung der Spitze **18** der Sonde **12** bezüglich dem festen vorgegebenen Koordinatensystem **80** gemäß den Lagen der Emitter im festen Koordinatensystem **80** und den Abmessungen der Sonde berechnen, die zuvor im Speicher (nicht dargestellt) des Computers **36** abgelegt worden sind. Es ist zu beachten, dass der Computer **36** außerdem Positions- und Ausrichtungsinformationen über andere spezifische Orte auf der Sonde (z. B. den Vektor vom Emitter **14** zur Spitze **18**) problemlos berechnen kann. Nachdem der Computer **36** die Lage der Sondenspitze **18** bezüglich des festen Koordinatensystems **80** berechnet hat, verwendet der Computer **36** dann die Beziehung zwischen dem Modell des Schädels, das zuvor erstellt und in der Datenbasis **40** gespeichert worden ist, und dem festen Koordinatensystem **80**, um die Position und Ausrichtung der Sondenspitze **18** relativ zum Modell des zweiten Objekts **11** zu berechnen. Schließlich zeigt der Computer **36** eine Darstellung der zum Modell relativen Position und Ausrichtung der Spitze **18** auf einem Bildschirm **44** an. Bei einer einfachen Form der bevorzugten Ausführungsform dieser Erfindung erzielt der Computer **36** diese Anzeige, indem er auf eine in der Datenbasis **40** gespeicherte zuvor aufgenommene CT- oder MRT-Bildscheibe **13** zugreift, die der Position der Sondenspitze **18** am nächsten liegt, und überlagert dann das Bild 13 mit einer geeigneten Darstellung **76** der Spitze **18** wie in **Fig.** 2 und 3 gezeigt. Damit kennt der Chirurg die präzise Position und Ausrichtung der Spitze **18** im Schädel des Patienten relativ zu den Bilddaten, indem er einfach den Anzeigebildschirm **44** beobachtet. Eine am meisten bevorzugte Form der vorliegenden Erfindung kann einen beliebigen schrägen Querschnitt durch die mehreren Bildscheiben des MRT etc. ableiten und anzeigen, wobei der Querschnitt beispielsweise senkrecht zur Ausrichtung der Sonde gelegt werden kann.

[0053] Die Einzelheiten der optischen Mess- und Korrelationsvorrichtung **10** der vorliegenden Erfindung lassen sich am anschaulichsten anhand von **Fig.** 1 und 4 erläutern. Die Sonde **12** trägt im Wesentlichen die beiden Strahlungsemitter **14** und **16**, die an der Sonde **12** in festen bekannten Abständen zueinander sowie zur Sondenspitze starr befestigt sind. Da hier nur zwei Emitter repräsentativ zur Verwirklichung dieser Erfindung verwendet werden, sollten die Emitter **14** und **16** vorzugsweise kollinear mit der Spitze **18** der Sonde **12** angeordnet werden, so dass der Computer **36** Position und Ausrichtung der Spitze **18** in drei Dimensionen eindeutig bestimmen kann. Um eine angemessene Messgenauigkeit zu erzielen, sollten die Emitter **14** und **16** außerdem vorzugsweise mindestens so weit voneinander entfernt sein wie der nächste Emitter von der Spitze **18** entfernt ist. In jedem Fall muss die geometrische Beziehung der Emitter **14** und **16** zueinander und zur Sondenspitze **18** dem Computer **36** im Voraus vorgegeben werden, so dass der Computer **36** die exakte Lage der Spitze **18** auf Basis der Lagen der einzelnen Strahlungsemitter **14** und **16** berechnen kann. Die Verwendung von drei oder mehr nicht kollinearer Emitter würde es nicht erforderlich machen, dass beliebige zwei von ihnen kollinear zu Sondenspitze sind. Drei oder mehr nicht kollineare Emitter würden dem Computer die Berechnung vollständiger Ausrichtungsinformationen (Gieren, Nicken und Rollen) für die Sonde gestatten. Obwohl die Endung nur mit einem Cursor beschrieben wird, der die relative Position der Sondenspitze **18** markiert, kann sie so modifiziert werden, dass sie eine Linie oder ein geformtes grafisches oder sonstiges Sinnbild zur Anzeige der Position und Ausrichtung der Sonde **12** anzeigt. Dies würde nur die Bestimmung zusätzlicher Punkte auf der Sonde in der gleichen Weise bedeuten, in der die Sondenspitze bestimmt wird.

[0054] Die beiden Strahlungsemitter **14** und **16** sowie die zusätzlichen Strahlungsemitter **70**, **72** und **74** können sein und sind vorzugsweise Leuchtdioden (light emitting diodes – LED's) hoher Intensität, die vorzugsweise so koordiniert sind, dass die Emission einer beliebigen dieser Quellen von den Emissionen der anderen Quellenunterschieden werden kann. Eine solche Möglichkeit der Unterscheidung ist, die Emitter von der Steuerungseinheit **30** im Zeitmultiplexbetrieb betreiben oder in einer vorgegebenen Folge takten zu lassen, so dass immer nur ein Lichtemitter „eingeschaltet" ist bzw. Licht aussendet. Das von einem dieser Emitter ausgesendete Licht wird von jedem der drei Lichtsensoren **20**, **22** und **24** erfasst, die dann die Lage jedes Emitter bezüglich den bekannten Positionen der Sensoren **20**, **22** und **24** zum Zeitpunkt der Taktung bestimmen.

[0055] Jeder der eindimensionalen Sensoren **20**, **22** und **24**, die bei der bevorzugten Ausführungsform 10 der vorliegenden Erfindung verwendet werden, kann mit den anderen in jeder Hinsicht identisch sein. Zum Zweck einer detaillierten Beschreibung dieser Ausführungsform wird deshalb nur der Sensor **20** ausführlich anhand von **Fig.** 4 beschrieben, da die übrigen Sensoren **22** und **24** identisch sind.

[0056] In **Fig.** 4 weist der repräsentative eindimensionale Sensor **20** eine zylindrische Linse **46** mit einer Längsachse **48** auf, die senkrecht zur optischen Achse **50** des Sensors **20** verläuft. Ein linearer Strahlungsdetektor **52** wie ein ladungsgekoppeltes Gerät (charge-coupled device – CCD) mit mehreren tausend Elementen (oder ein ähnliches Gerät, das zur linearen Strahlungspositionserkennung eines geeigneten „Bildes" in der Lage ist) ist so positioniert, dass die „optische" Achse **50** durch den Mittelpunkt der Öffnung **54** des Strahlungsdetektors **52** verläuft und so, dass die Längsachse der Öffnung **54** senkrecht zur Längsachse **48** der Linse **46** verläuft. Strahlung wie Lichtstrahlen **56** von den Emitter 14 (und in gleicher Weise von den Emittern **16**, **70**, **72** und/oder **74**) werden von der zylindrischen Linse **46** zu einer realen Bildzeile **58** auf der Oberfläche **60** des linearen

Detektors **52** gebündelt.

[0057] Der durch einen Fotodetektor **52** dargestellte Detektor erzeugt dann einen Ausgang **68** (**Fig.** 5), der mit der Position einer realen Bildzeile **58** auf der Oberfläche **60** des Fotodetektors **52** in Beziehung steht und so die Lage des Bildes selbst kennzeichnet. Das heißt, die Elemente oder Punkte des Fotodetektors **52**, die von der realen Bildzeile **58** beleuchtet werden, erzeugen ein starkes Signal, während die nicht beleuchteten keine oder nur sehr schwache Signale erzeugen. Eine grafische Darstellung der Bildintensität (oder der Signalstärke) in Abhängigkeit von Orten auf der Oberfläche des Fotodetektors wird also einer Kurve **68** der Signalspitzen ähneln (siehe z. B. **Fig.** 5). Der Signalpegel **66** „alle Emitter ausgeschaltet" (oder der Hintergrundpegel) ist aufgrund der Einflüsse der Umgebungsstrahlung wie Licht im Operationssaal, elektronisches Rauschen und Fehlstellen des Fotodetektors niemals exakt null. Auf jeden Fall gilt, da das Bild des beleuchteten Emitters zur Linie **58** gebündelt wird, dass nur die Winkelverschiebung des Emitters **14** gegenüber der optischen Achse **50** in der Ebene der Längsachse **54** des Sensors vom Sensor **52** gemessen wird, was die Bezeichnung „eindimensionaler Sensor" erklärt.

[0058] Der einzelne eindimensionale Sensor **20** kann also nur die Ebene bestimmen, in der ein Strahlungsemitter **14** liegt. Der Detektor **20** allein kann nicht den betreffenden Punkt im Raum auf der Ebene bestimmen, in dem sich der Strahlungsemitter **14** befindet. Um die Lage des Strahlungsemitters **14** im Raum präzise bestimmen zu können, sind mindestens drei voneinander beabstandete solche Sensoren erforderlich, da zur Definition eines einzigen Punkte im Raum die Schnittlinien der von den Sensoren definierten drei Ebenen erforderlich sind.

[0059] Um die Position eines bestimmten Strahlungsemitter, z. B. 14, zu bestimmen, werden die Sensoren **20**, **22** und **24** so angebracht, dass die optischen Achsen **48** ihrer Linsen nicht alle parallel zueinander verlaufen und dass nicht zwei dieser Achsen kollinear sind. Bei einer bevorzugten Ausführungsform dieser Erfindung sind zwei Lichtsensoren, z. B. die Sensoren **20** und **24** von **Fig.** 2, so angeordnet, dass ihre jeweiligen Achsen **48** (**Fig.** 4) zueinander parallel und beabstandet verlaufen, und der dritte Detektor **22** befindet sich abstandgleich zwischen den anderen beiden Detektoren, wobei jedoch seine Achse **48** senkrecht zu den Achsen der anderen beiden verläuft. Das heißt, die Sensoren **20**, **22** und **24** sollten entlang einer Linie oder eines Bogens (**Fig.** 2) so angeordnet werden, dass jeder Sensor **20**, **22** und **24** grundsätzlich im gleichen Abstand zum Mittelpunkt des Volumens, in dem die Messungen vorgenommen werden, abstandsgleich zu den jeweils anderen Sensoren angeordnet ist, und dass alle Sensoren zum Mittelpunkt des Messvolumens gerichtet sind. Es sei beispielsweise angenommen, dass die Sensoren **20**, **22** und **24** entlang eines waagrechten Bogens angeordnet und die optischen Achsen aller Sensoren waagrecht ausgerichtet sind. Der mittlere Sensor sollte dann so ausgerichtet sein, dass er die Winkelhöhe der Strahlungsemitter wie oben beschrieben misst. Die beiden äußeren Sensoren messen den waagrechten Winkel (Azimut) relativ zum festen Koordinatensystem **80**. Daten von den äußeren Sensoren werden verwendet, um sowohl die horizontale Position als auch den horizontalen Abstand von den Sensoren stereografisch zu berechnen, wie nachstehend ausführlicher beschrieben wird.

[0060] Die Genauigkeit der dreidimensionalen Messung hängt vom Winkel zwischen der optischen Achse der äußeren beiden Sensoren **20** und **24** ab, wobei sich der zu messende Emitter im Scheitel des Winkels befindet. Die Genauigkeit wird in dem Maße besser, in dem sich dieser Winkel einem rechten Winkel nähert. Mindestens drei der mehreren möglichen Sensoren **20**, **22** und **24** müssen so beabstandet sein, dass das gewünschte Messvolumen vollständig innerhalb ihres Gesichtsfeldes liegt, was dadurch erreicht werden kann, dass die Brennweite der Linse **46** kurz genug zur Abdeckung des gesamten gewünschten Gesichtsfeldes gemacht wird. Bei einer anderen Ausführungsform dieser Erfindung könnten zusätzliche Sensoren, die im Wesentlichen identisch mit den Sensoren **20**, **22** und **24** sind, verwendet werden, um mehr Betrachtungspunkte bereitzustellen, die Abdeckung des Gesichtsfeldes zu erweitern oder um die Messgenauigkeit zu verbessern.

[0061] Obwohl dieser Prozess der Erkennung eines gegebenen Strahlungsemitters z. B. 14 die exakte Lage des Strahlungsemitters bestimmen kann, ist er nicht im Stande, allein die jeweilige Ausrichtung und Position der Sonde oder ihrer Spitze **18** im dreidimensionalen Raum zu bestimmen. Um dies mit nur zwei Emitter erreichen zu können, müssen die beiden Emitter **14** und **16** kollinear mit der Sondenspitze **18** sein wie oben beschrieben. Außerdem müssen die Abstände zwischen jedem Emitter **14** und **16** und der Sondenspitze (sowie die Abstände zwischen den Emittern **14** und **16** selbst) bekannt sein und in den Speicher des Computers **36** geladen werden, bevor der Computer **36** die Position und Ausrichtung der Sondenspitze **18** aus den Lagen der Emittern **14** und **16** im festen Koordinatensystem **80** bestimmen kann. Wird jeder der Strahlungsemitter **14** und **16** rasch in Folge eingeschaltet oder getaktet, können folglich die Sensoren **20**, **22** und **24** die exakte Lage jedes Emitter nacheinander erkennen. Damit kann der Computer **36** die exakte Position und Ausrichtung der Sonde und deshalb ihrer Spitze **18** bestimmen. Da immer nur einer der Strahlungsemitter **14** oder **16** eingeschaltet ist, bestimmen die Detektoren **20**, **22** und **24** die Lage des betreffenden Emitter individuell. Ist die Taktrate, d. h. die Frequenz, mit der die Emitter **14** und **16** in Folge ein- und ausgeschaltet werden, hoch genug, können die Detektoren **20**, **22** und **24** für alle praktischen Zwecke Position und Ausrichtung der Sonde **12** und ihrer Spitze **18** in jedem Zeitpunkt bestimmen und deshalb die Bewegung der Sondenspit-

ze in Ist-Zeit verfolgen, d.h. während der Zeitspanne, in der die Sondenspitze tatsächlich bewegt wird. Mit anderen Worten, dieses System kann die Bewegung der Sondenspitze im zuvor aufgenommenen Bild während des chirurgischen Eingriffs in Ist-Zeit simulieren.

[0062] Die Sensoren **20**, **22** und **24** brauchen nur zu unterscheiden, welcher der Strahlungsemitter **14**, **16**, **70**, **72** oder **74** zu einem bestimmten Zeitpunkt gerade eingeschaltet ist. Bei der bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird diese Funktion durch Takten jedes der Emitter in Folge erreicht wie oben beschrieben. Es können jedoch auch andere Verfahren angewendet werden, damit die Sensoren **20**, **22** und **24** die jeweiligen Strahlungsemitter **14**, **16**, **70**, **72** und **74** unterscheiden können. So könnten beispielsweise verschiedene Wellenlängen (Farben) des Lichtes oder verschiedene Schallfrequenzen zusammen mit Detektoren verwendet werden, die in der Lage sind, diese jeweiligen unterschiedlichen Strahlungen zu unterscheiden.

[0063] Alternativ sieht ein Aspekt dieser Erfindung vor, jeden der Strahlungsemitter **14**, **16**, **70**, **72** und **74** mit einer eindeutigen Wellenform oder Impulsfolge zu modulieren. Dieses Mittel der Unterscheidung zwischen den verschiedenen Emittern dürfte neuartig und nur der vorliegenden Erfindung eigen sein. Werden derartige unter schiedliche Wellenformen oder Impulsfolgen zur Unterscheidung der verschiedenen Emitter verwendet, ist es auch möglich, zusätzliche Informationen mittels dieser Wellenformen zu übertragen, beispielsweise die Temperatur der jeweiligen mit der Sondenspitze **18** in Kontakt stehenden Struktur. Es liegt im Gültigkeitsbereich dieser Erfindung, Mittel bereitzustellen, auf die der Chirurg oder ein anderer Benutzer problemlos zugreifen kann, um die Erfassung solcher zusätzlichen Informationen und deren Übertragung durch die von den jeweiligen Emittern abgestrahlten eindeutigen Wellenformen oder Impulsfolgen zu aktivieren oder zu deaktivieren. Unter diesen Umständen wird die Steuerungseinheit **30** oder der Computer **36** für eine Demodulation der Wellenform ausgelegt, um zu bestimmen, zu welchem Emitter das erfasste Signal gehört und um die übertragenen zusätzlichen Informationen zu decodieren.

[0064] Zahlreiche andere Verfahren zur Unterscheidung der Strahlungsemitter sind möglich. Deshalb sollte die vorliegende Erfindung nicht als auf das hierin dargestellte und beschriebene Taktungsverfahren begrenzt betrachtet werden, sondern als generisch für die Verwendung beliebiger Mittel zur Unterscheidung zwischen den verschiedenen Emittern.

[0065] In die Sensoren **20**, **22** und **24** kann herkömmliche oder spezielle Autofokussierung oder Strahlungsdetektion mit mehreren Linsen integriert werden, um die Leistung des Systems zu verbessern. Die hierin beschriebene und in **Fig.** 4 für einen Sensor dargestellte einfache Optik mit festem Brennpunkt bietet jedoch ein gutes Leistungsniveau, wenn der Arbeitsbereich der Sonde eingeschränkt ist. Selbst wenn das reale Bild eines Emitters z. B. 14 auf dem Detektor **52** etwas unscharf ist, ist die Winkelmessung des Bildes immer noch brauchbar. Eine brauchbare Messung, die jeder der Sensoren **20**, **22** oder **24** zu erzeugen hat, entspricht einem der folgenden Punkte: (1) Position des Detektorelements mit Spitzenintensität, (2) intensitätsgewichtetes Mittel (Zentrum) aller Elemente, deren Schwellenwert überschritten wird, oder einfach (3) Mittel der Minimum- und Maximumelemente, deren Intensität über einem gewissen Schwellenwert liegt. Der Detektor **52** sollte in der Brennweite für den weitesten typischen Betriebsabstand der Strahlungsemitter angeordnet werden. Näher angeordnete Emitter bilden leicht unscharfe Bilder **58**, erfordern aber bei einer gegebenen Distanzgenauigkeit eine weniger präzise Winkelmessung. Des Weiteren sind ihre unscharfen realen Bilder heller, was den Helligkeitsgradienten an den Rändern das Bildes erhöht.

[0066] Wie bisher beschrieben muss das reale Bild 58 des aktuell aktivierten Emitters deutlich verschieden (z. B. heller) von der übrigen auf den Sensor **52** fallenden Strahlung sein. Andernfalls beeinträchtigen andere Lichtstrahlen oder reflektierende Oberflächen im Gesichtsfeld der Sensoren die Erkennung des realen Bildes des Emitters. Es ist deshalb wünschenswert, in der Vorrichtungen Schaltungen vorzusehen, die die von den Sensoren empfangene Hintergrundstrahlung von anderen Quellen in der Umgebung subtrahieren.

[0067] Diese an sich bekannte Beschattung verbessert die Anwendung der Erfindung, wenn Sensoren erforderlich sind, um die Strahlungsemitter gegen relativ helle Hintergründe zu erkennen. Während die Strahlungsemitter alle kurzzeitig ausgeschaltet sind, werden die eindimensionalen Daten von jedem Sensor in einem Speicher gespeichert. Dies kann mit einer analogen Verzögerungsleitung oder durch digitales Abtasten des Ausgangssignals und Speichern desselben in einem digitalen Speicher geschehen. Wenn dann jeder Emitter in Folge "gesehen" wird, werden die gespeicherten Daten von den aktuellen Daten subtrahiert, die vom momentan strahlenden Emitter erzeugt werden. Werden die Hintergrunddaten digital gespeichert, werden die aktuellen Daten ebenfalls digitalisiert und die gespeicherten Hintergrunddaten digital von den aktuellen Daten subtrahiert.

[0068] Eine grafische Darstellung der Strahlungsintensität des Bildes oder entsprechend der Amplitude der erzeugten Ausgangsspannung für jedes Element in einer Reihe der Detektorelemente ist in **Fig.** 5 dargestellt. Die grafische Darstellung zeigt die typischen Hintergrundintensitäten **66** des Bildes, wenn alle Emitter ausgeschaltet sind, die Intensitäten **68** bei einem eingeschalteten Strahlungsemitter und die elementweise Differenz **64** zwischen den Intensitäten bei ausgeschaltetem Emitter und diejenigen bei eingeschaltetem Emitter. Die Messungen werden wahr-

scheinlich ein gewisses Maß an Rauschstörung elektronischer oder anderer Art enthalten und zwei aufeinander folgende Messungen für ein gegebenes Sensorelement können selbst bei unverändertem Hintergrund geringfügig voneinander abweichen. Deshalb enthalten die verschiedenen Intensitäten **64** zwischen zwei aufeinander folgenden Messungen ebenfalls ein gewisses Maß an elektronischer Rauschstörung. Die beiden Messungen unterscheiden sich jedoch nur am Ort des Bildes des Strahlungsemitters wesentlich, und diese Differenz überschreitet den Schwellenpegel **62**.

[0069] Die Einzelheiten der Struktur und Funktionsweise der Steuerungseinheit **30** sind am deutlichsten aus **Fig.** 6 ersichtlich. Im Einzelnen liefert die Steuerungseinheit **30** (siehe **Fig.** 1A und 1B) Spannung an die Strahlungsemitter **14**, **16**, **70**, **72** und **74** sowie an die Strahlungssensoren **20**, **22** und **24**. Eine Steuerungs- und Synchronisierungseinheit **84** und eine Folgesteuerung **88** für die Strahlungsquelle (bei Verwendung einer getakteten Strahlungsfolge) aktiviert die Strahlungsemitter im Zeitmultiplexbetrieb oder taktet sie einzeln wie oben beschrieben, so dass Position und Ausrichtung der Sondenspitze **18** (**Fig.** 1) aus den von den Sensoren **20**, **22** und **24** empfangenen Signalen bestimmt werden können. Die Signale mit den Winkeldaten, die von den Sensoren **20**, **22** und **24** empfangen werden, werden von einem Analog-/Digitalwandler 92 gewandelt. Tatsächlich werden drei Analog-/Digitalwandler verwendet, wie in **Fig.** 6 dargestellt ist, um jedoch die Beschreibung kurz zu halten, wird hierin nur einer mit Bezugszeichen gekennzeichnet und beschrieben, da die anderen beiden Analog-/Digitalwandler im Wesentlichen identisch sind und zur Wandlung der Signale von den anderen Sensoren **22** und **24** dienen.

[0070] Die Steuerungs- und Synchronisierungseinheit **84** steuert auch drei Schalter, von denen Schalter **93** typisch ist, die alle von den Sensoren **20**, **22** und **24** empfangenen digitalen Daten speichern, wenn die Strahlungsemitter **14** und **16** ausgeschaltet sind, und diese Daten in einen Hintergrundspeicher **94** ablegen. Wenn dann die Strahlungsemitter **14**, **16**, **70**, **72** und **74** in Folge von der Folgesteuerung **88** für die Strahlungsquelle aktiviert werden, ändert die Synchronisierungs- und Steuerungseinheit **84** den Zustand des Schalters **93**, der dann die Daten von den drei Sensoren **20**, **22** und **24** zu einer Subtraktionseinheit **91** umleitet. Die Subtraktionseinheit **91** subtrahiert die Hintergrunddaten von den Strahlungsdaten des Emitters, was in einem Signal resultiert, das vom Hintergrundsignal **66** (**Fig.** 5) im Wesentlichen befreit ist (**Fig.** 5), da das Rauschen mit fester Struktur vom Signal subtrahiert worden ist.

[0071] Wie in **Fig.** 6 dargestellt ist, die zusammen mit **Fig.** 5 betrachtet werden sollte, bestimmt eine 1-D-(eindimensionale)Positionsberechnungseinheit **95** die Lage der realen Bildlinie **58** auf dem CCD-Sensor **52** (**Fig.** 4), indem die Lagen der Flanken **67** und **69** der vom CCD-Sensor auf Basis eines vorgegebenen Schwellen-Signalpegels **62** erzeugten Signalspitze **68** (**Fig.** 5) gemessen werden. Die 1-D-Positionsberechnungseinheit **95** mittelt dann den Abstand zwischen den beiden Flanken, um das Zentrum der Signalspitze **68** zu ermitteln wie in **Fig.** 5 dargestellt. Dieses Verfahren zur Bestimmung des Zentrums der Signalspitze an sich ist im Stand der Technik hinreichend bekannt und braucht nicht näher beschrieben zu werden. Außerdem sind zahlreiche andere Verfahren zur Bestimmung der Lage der Signalspitze oder ihres Zentrums im Stand der Technik bekannt und sind für den Durchschnittsfachmann offensichtlich. Das angewendete Verfahren hängt abgesehen von anderen Parametern von den Signaleigenschaften des verwendeten Strahlungssensors sowie von den Eigenschaften des Linsensystems ab, das zur Fokussierung der Strahlung auf die Oberfläche des Detektors verwendet wird. Bei der Verwirklichung dieser Erfindung mit ihren hierin beschriebenen verschiedenen Alternativen dürfte es keine Schwierigkeiten geben, einen für jeweiligen Eigenschaften der Sensoren und der jeweils eingesetzten Strahlung am besten geeigneten Signalerkennungsalgorithmus zu wählen.

[0072] Schließlich überträgt die Steuerungseinheit **30** (**Fig.** 1) die Strahlungsdaten an den Computer **36**. Das heißt dann, wenn der Computer **36** bereit ist, die aktuelle Lage des momentan strahlenden Emitters z. B. 14 zu berechnen, werden die neuesten Winkeldaten von allen Sensoren **20**, **22** und **24** zur Analyse bereitgestellt. Erzeugen die Sensoren die Daten schneller als die Steuerungseinheit **30** sie verarbeiten kann, werden die überschüssigen Winkeldaten einfach verworfen.

[0073] Die Funktionsweise des Computers **36** ist am vorteilhaftesten in **Fig.** 7 dargestellt. Der Computer **36** berechnet auf Basis der Lage der Signalspitze von jedem der Sensoren **20**, **22** und **24** eindimensionale Positionen für jeden Strahlungsemitter wie 14 oder 16. Diese eindimensionalen Messungen der Winkelposition werden dann herangezogen, um die dreidimensionalen Raumkoordinaten der Emitter **14** und **14** und somit die Position und Ausrichtung der Sonde **12** relativ zum vorgegebenen festen Koordinatensystem **80** durch Koordinatentransformationsverfahren zu bestimmen, die an sich im Stand der Technik hinreichend bekannt sind. Die Ausgangssignale des Computers **36** können jede vom Bediener gewünschte bzw. vom Anwendungssystem geforderte Form haben, z. B. XYZ-Koordinaten-Dreierwerte auf Basis des vorgegebenen festen Koordinatensystems **80**.

[0074] **Fig.** 8 und die folgenden Absätze beschreiben detailliert, wie die Lage eines einzelnen Strahlungsemitters z. B. 14 aus den von den Sensoren **20**, **22** und **24** abgeleiteten Daten berechnet wird. Die folgende Beschreibung gilt nur für diese drei Sensoren **20**, **22** und **24**. Sind mehr als drei solcher Sensoren vorgesehen, kann die Berechnung anhand von drei beliebigen oder mehr Sensoren durchgeführt werden. Des Weiteren gilt, dass bei Verwendung von

mehr als drei Sensoren das Mittel der aus allen Kombinationen mit drei Sensoren berechneten Punkte zur Erhöhung der Genauigkeit dienen könnte. Eine andere Option besteht in der Verwendung des Punktes, der von den dem Strahlungsemitter **14** oder **16** am nächsten liegenden drei Sensoren berechnet wird. Die folgenden Parameter seien als bekannte XYZ-Konstanten angenommen:
D0[i] ein Endpunkt jedes linearen Fotodetektors i;
D1[i] der andere Endpunkt des linearen Fotodetektors i;
L0[i] ein Endpunkt der Achse jeder Linse i; und
L1[i] der andere Endpunkt der Achse der Linse i.

[0075] Jeder Sensor erzeugt T[i], einen parametrischen Wert zwischen 0 und 1, der angibt, wo die Spitze oder das Zentrum des Linienbildes des Emitters das Liniensegment zwischen D0[i] und D1[i] schneidet. Die XYZ-Koordinaten von Punkt S sind zu berechnen, wobei S die Lage des Strahlungsemitters ist. Bei einer CCD-Strahlungsdetektoranordnung ist T[i] der Index des Elements, auf das das Zentrum oder die Spitze des Bildes fällt, dividiert durch die Anzahl der Elemente in der Detektoranordnung.
[0076] Die dreidimensionalen Koordinaten der obigen Punkte werden alle auf ein vorgegebenes festes Koordinatensystem **80** bezogen. Die zylindrische Linse und der lineare Fotodetektor messen den Winkel A des Strahlungsemitters zu seiner Linsenachse nicht direkt, sondern einen Wert T[i], der linear mit dem Tangens dieses Winkels in Beziehung steht:

$$\tan(A) = C * (2 * T[i] - 1)$$

,
wobei C eine Proportionalitätskonstante ist, die mit den Abmessungen eines bestimmten Systems in Beziehung steht und von diesen empirisch bestimmt wird.
[0077] Die dreidimensionale Lage der Bildlinie auf dem linearen Fotodetektor ist:

$$D[i] = (1 - T[i]) * D0[i] + (T[i]) * D1[i]$$

.
[0078] Handelt es sich um eine ideale Linse, liegt S ebenfalls in der Ebene P[i]. In Wirklichkeit könnte eine Berechnung des Punktes D[i] mittels einer nicht linearen Funktion f(t) erforderlich sein, die nicht lineare Abweichungen der Linse oder des Fotodetektors korrigiert:

$$D[i] =(1 - F(T[i])) * D0[i] + (F(T[i])) * D1[i]$$

.
[0079] Funktion F(t) könnte ein Polynomial in der Variablen T oder ein aus einer empirisch ermittelten Tabelle interpolierter Wert sein.
[0080] P[i] ist die eindeutige Ebene, die durch die drei Punkte D[i], L0[i] und L1[i] definiert wird, die niemals auf einer Geraden liegen. S ist der Schnittpunkt der Ebenen P[1], P[2] und P[3], die jeweils durch Sensoren **1**, **2** und **3** bestimmt werden. S ist ein eindeutiger Punkt, wenn mindestens zwei Längsachsen **48** der Sensorlinsen nicht parallel und wenn keine zwei Linsenachsen **48** kollinear sind. Der Schnittpunkt S ergibt sich aus der gemeinsamen Lösung S der drei die Ebenen P[i] definierenden Gleichungen. Wenn die Lage S jedes Strahlungsemitters der Sonde berechnet worden ist, kann die Lage der Sondenspitze **18** berechnet werden. Das Verfahren für eine derartige Bestimmung ist hinreichend bekannt und verwendet die Lehre der analytischen Geometrie und der Matrixmanipulationen.
[0081] Ist M eine lineare Transformation, die die Beziehung zwischen einem Punkt R im Bild-Koordinatensystem und einem Punkt **5** im festen Koordinatensystem beschreibt, dann gilt:

$$R * M = S$$

.
[0082] Ist M^{-1} das Inverse von M und S ein Punkt im festen Koordinatensystem, dann ist der Punkt R im Bild-Koordinatensystem, der S entspricht:

$$S * M^{-1} = R$$

.
[0083] Nun sei angenommen, dass das zweite Objekt im Messkoordinatensystem bewegt wird. Dies kann durch eine lineare Transformation U beschrieben werden, wobei die Koordinaten S eines Punktes auf die Koordinaten S' abgebildet werden:

$$S * U = S'$$

.
[0084] Dann muss der alte Wert vom M oben mit U multipliziert werden, um die Beziehung zwischen dem Punkt R in den Bildkoordinaten und dem entsprechenden Punkt im Messkoordinatensystem wegen der relativen Bewegung des ersten Objektes bezüglich des zweiten Objektes zu korrigieren:

$$R = S' * U^{-1} * M^{-1}$$

.
[0085] Die vor der Verwirklichung des erfindungsgemäßen Verfahrens erforderlichen vorläufigen Schritte werden nunmehr beschrieben. Nach der vollständigen Beschreibung dieser vorläufigen Schritte werden dann die Schritte des Verfahrens der optischen

Mess- und Korrelationsvorrichtung im Detail beschrieben.

[0086] Die Anwendung der Erfindung umfasst drei Phasen: Die Abbildungsphase, die Korrelationsphase und die Phase des Normalbetriebs. Die Abbildungsphase findet vor der Phase des Normalbetriebs gemäß der vorliegenden Erfindung statt. Während der Abbildungsphase wird ein Scan des Körpers des zweiten interessierenden Objektes aufgenommen, um ein dreidimensionales geometrisches Modell zu bilden. In der vorstehenden Beschreibung war das zweite Objekt der Kopf eines menschlichen Patienten, der einer intrakranialen Operation unterzogen wird, da die Erfindung vorteilhafterweise in der stereotaktischen Neurochirurgie angewendet wird. Dementsprechend weist das dreidimensionale Modell digitale Daten aus einer Reihe interner Querschnittsbilder, die mittels einer Computertomographie (CT), Kernspintomographie (MRT), Ultraschalluntersuchung oder mittels eines anderen diagnostischen medizinischen Scanners aufgenommen wurde. In jedem Fall werden die Bilddaten in einem geeigneten elektronischen Speicher **40** gespeichert, auf den der Computer **36** später zugreifen kann. Die Daten sind als eine Reihe paralleler zweidimensionaler rechteckiger Anordnungen aus Bildelementen (Bildpunkte) gespeichert, wobei jeder Bildpunkt ein ganzzahliger Wert ist, der die relative Dichte repräsentiert. Ist das Objekt relativ starr wie beispielsweise ein menschlicher Kopf, kann dieses dreidimensionale Modell eine gewissen Zeit vor der Korrelations- und Operationsphase der Erfindung und möglicherweise an einem anderen Ort erzeugt werden.

[0087] Während der Abbildungsphase müssen außerdem mindestens drei nicht kollineare Referenzpunkte **71**, **73** und **75** (**Fig.** 2 und 3) relativ zum Objekt **11** bestimmt werden. Sie können durch Tuschepunkte, Tätowierungen, strahlenundurchlässige Tropfen, gut ausgeprägte anatomische Kennzeichen, Orte an einem stereotaktischen Rahmen, sterile Stifte, die provisorisch in festes Gewebe oder Knochen des zu operierenden Patienten gesteckt werden, oder andere Bezugsmittel vorgesehen werden. Die Koordinaten dieser Referenzpunkte werden gemessen und relativ zum Koordinatensystem des Abbildungsgeräts aufgezeichnet. Eine Möglichkeit, dies zu erreichen, ist die Erfassung der Referenzpunkte als Teil des zuvor erstellten dreidimensionalen Modells selbst. So könnten beispielsweise strahlenundurchlässige Stifte in die Bildebenen der diagnostischen CT-Scheiben gesteckt werden; die Orte der Stifte, sofern sie nicht automatisch aufgrund ihrer hohen Dichte erkennbar sind, können interaktiv durch den Chirurgen mittels eines Cursors auf der Computeranzeige der CT-Scheiben bestimmt werden. Siehe **Fig.** 3.

[0088] Die Initialisierung der Position und Ausrichtung des zweiten Objektes, dem Schädel des Patienten, ist in dieser Technik hinreichend bekannt. Die vorliegende Erfindung weicht von dieser gut bekannten Vorgehensweise ab, indem Strahlungsemitter mit bekannter und genauer räumlicher Beziehung zu diesen Bezugsmarken hinzugefügt werden. Diese zusätzlichen Strahlungsemitter müssen dann auf eine bestimmte Weise programmiert oder anderweitig aktiviert werden, damit die vorliegende Erfindung verwirklicht werden kann. Sie müssen so programmiert werden, dass sie mit einer bestimmten Frequenz während des in Ist-Zeit ablaufenden chirurgischen Eingriffs strahlen, so dass der Chirurg Position und Ausrichtung des zweiten Objektes zu jedem relevanten Zeitpunkt abrufen kann, und so dass diese Position und Ausrichtung wiederholt und automatisch aktualisiert werden kann, damit das System die spezifische gewählte Scan-Scheibe so ändern kann, dass Position und Ausrichtung des ersten Objektes in einer korrekten Wiedergabe der tatsächlichen aktuellen Positionen und Ausrichtungen sowohl des ersten als auch des zweiten Objektes in Ist-Zeit während des chirurgischen Eingriffs überlagert werden.

[0089] Der erste Korrelationsmodus geht der normalen Operationsphase der vorliegenden Erfindung unmittelbar voran und muss im Operationssaal stattfinden. Während dieser ersten Korrelationsphase greift das vorliegende System auf die Daten des dreidimensionalen geometrischen Modells des Patienten (oder ein anderes Objekt) zu, einschließlich der Koordinaten der Bezugspunkte (Referenzmarken), die früher d. h. zuvor aufgezeichnet worden waren. Als Nächstes kann der Chirurg die Spitze **18** der Sonde nacheinander an jedem Referenzpunkt **71**, **73** und **75** am Patienten ansetzen. Diese Operationsfolge kann vom Computerprogramm geleitet werden. Alternativ stellt das System dieser Erfindung diese Daten automatisch durch die Strahlung von den Emittern **70**, **72** und **74**, die von den Sensoren direkt und automatisch ohne speziellen Eingriff seitens des Chirurgen empfangen werden, bereit. Jede dieser Vorgehensweisen legt eine erste Beziehung zwischen den Orten dieser Referenzpunkte im Modell-Koordinatensystem und ihren aktuellen physikalischen Orten im festen Koordinatensystem **80** fest. Die bevorzugte Bestimmung dieser ersten Position und Ausrichtung wird jedoch während des gesamten chirurgischen Eingriffs fortgeführt und kann deshalb Position und Ausrichtung des zweiten Objektes im Wesentlichen kontinuierlich aktualisieren und sie zur aktuellen Position und Ausrichtung der Sonde in Beziehung setzen. Dies wiederum stellt eine lineare mathematische Beziehung zwischen allen Punkten im Modell und den Punkten im Koordinatensystem **80** auf. Wird danach der Patient relativ zu den Sensoren bewegt, ist gemäß dem Stand der Technik eine neue Beziehung herzustellen, indem die Referenzpunkte **71**, **73** und **75** im Koordinatensystem **80** erneut digitalisiert werden. Das heißt, die Korrelationsphase muss wiederholt werden. Es sei nochmals wieder holt, dass sich das erfindungsgemäße System der Emitter **70**, **72** und **74** bedient, um dies automatisch durchzuführen. Aus diesem Grund ist die automatische Verfolgung der Position des Kopfes bzw. des zweiten Objektes, was

dies auch sein mag, die nachfolgend beschrieben wird und dieses Problem überwindet, ein wesentliches und wichtiges Merkmal der vorliegenden Erfindung.

[0090] Da Position und Ausrichtung des Kopfes zunächst und danach im Wesentlichen kontinuierlich mit dem Modell korreliert werden, kann der Chirurg während der Operation jeden interessierenden Ort in den diagnostischen Bildern mit dementsprechenden physikalischen Ort am Patienten in Beziehung setzen und umgekehrt. Dies schließt Orte ein, die zwar für die Sondenspitze **18** zugänglich sind, aber nicht notwendigerweise vom Chirurgen eingesehen werden können.

[0091] Nach der Beschreibung von Funktion und Zweck der vorläufigen Schritte wird das detaillierte Verfahren der vorliegenden Erfindung besser verständlich. Wie in **Fig.** 7 dargestellt werden die Positionsdaten **21** der Sondenemitter, die von den Sensoren und der Steuerungseinheit erzeugt werden, in dreidimensionale Koordinaten relativ zum vorgegebenen festen Koordinatensystem **80** gewandelt. Unter Verwendung von Maßparametern, die die Beziehung zwischen den Sondenemittern und der Sondenspitze beschreiben, bestimmt der Computer im Schritt 39 die Koordinaten der Sondenspitze. Während der ersten Korrelationsphase kann die Sondenspitze nacheinander an Jedem der Referenzpunkte **71**, **73** und **75** angesetzt werden. Alternativ sind gemäß einem bevorzugten Aspekt dieser Erfindung die Emitter **70**, **72** und 74 durch die Sensoren festgelegt und die korrekte Position und Ausrichtung des zweiten Objektes ist damit bestimmt. Die. Koordinaten des zweiten Objektes im festen Koordinatensystem zusammen mit ihren Koordinaten **46** im Bild-Koordinatensystem bestimmen in Schritt 45 eine eindeutige lineare Transformation bezüglich der zwei Koordinatensysteme. Hierbei handelt es sich um eine an sich bekannte Berechnung aus der analytischen Geometrie und der Matrixmathematik.

[0092] Wie oben erwähnt besteht eine stärker automatisierte und direkte Methode der Bestimmung der Lage des zweiten Objektes darin, die Orte der Bezugspunkte **71**, **73** und **75** direkt durch die festen Sensoren **20**, **22** und **24** zu lesen. Dies kann geschehen, indem die Strahlungsemitter **70**, **72** und **74** (**Fig.** 1B) in diesen Referenzpunkten (oder in einer bekannten festen räumlichen Beziehung zu diesen Referenzpunkten **71**, **73** und **75**) angebracht werden. Die Emissionen dieser Emitter können dann direkt von den Sensoren **20**, **22** und **24** erfasst werden und somit kann der Computer dann automatisch ihre Lage relativ zum vorgegebenen festen Koordinatensystem **80** der Sensoren bestimmen. Damit können Position und Ausrichtung des zweiten Objektes, dem Schädel in der bevorzugten Ausführungsform dieser Erfindung, automatisch und im Wesentlichen kontinuierlich bestimmt werden. Wenn Position und Ausrichtung des zweiten Objektes mindestens häufig, wenn nicht sogar im Wesentlichen kontinuierlich aktualisiert werden, dann kann die Sonde, die ebenfalls häufig, wenn nicht im Wesentlichen kontinuierlich bestimmt wird, mit der gleichen Häufigkeit relativ zum zweiten Objekt aktualisiert werden. Da Position und Ausrichtung sowohl des ersten als auch des zweiten Objektes mindestens häufig bestimmt und relativ zum festen Koordinatensystem **80** aktualisiert werden, können die Position und Ausrichtung des ersten und zweiten Objektes durch indirekte aber hinreichend bekannte Berechnungen, die von einem Computer problemlos rasch durchgeführt werden, relativ zueinander bestimmt werden.

[0093] Es wurde hierin festgestellt, dass die Position und Ausrichtung des zweiten Objektes, des Schädels, gemäß dieser Erfindung kontinuierlich oder zumindest häufig bestimmt werden können. Die Häufigkeit, mit der die Position und Ausrichtung des zweiten Objektes bestimmt werden, hängt von den Wünschen des Bediener dieses Systems und von der Frequenz ab, mit der die Strahlungsemitter und die Sensoren betrieben werden können. In dem Fall, in dem die Emitter alle die gleiche Wellenlänge abstrahlen und die Sensoren alle diese gleiche Wellenlänge der Strahlung erfassen, erfolgt die Unterscheidung der Emissionen der verschiedenen Emitter nach einem sequentiellen Muster. Bei dieser Ausführungsform der Erfindung geben also die Emitter die Strahlung in Folge ab, z. B. 14, dann 16, dann 70, dann 72 und dann 74. Die Sensoren sind so programmiert worden, dass sie ein Signal mit einem Emitter in Abhängigkeit vom Zeitpunkt, zu dem das Signal empfangen wird, identifizieren.

[0094] Bei dieser Ausführungsform dieser Erfindung werden die Position und Ausrichtung des ersten Objektes, der Sonde, mit der gleichen Häufigkeit bestimmt wie die Position und Ausrichtung des zweiten Objektes, des Schädels, da alle Emitter in Folge strahlen. Das System kann jedoch auch so programmiert werden, dass die Emitter **14** und **16** häufiger oder weniger häufig als die Emitter **70**, **72** und **42** strahlen. Unter diesen Bedingungen werden die Position und Ausrichtung des ersten und zweiten Objektes mit verschiedener individueller Häufigkeit bestimmt, das heißt, mit der gleichen Häufigkeit wie die Häufigkeit der Strahlung von ihren jeweiligen Emittern. Es liegt daher auf der Hand, dass die Häufigkeit der Bestimmung der Lage jedes gegebenen Emitters und damit der Bestimmung der Position und Ausrichtung des ersten und zweiten Objektes dank der vorliegenden Erfindung erstmals durch den Programmierer oder den Benutzer innerhalb der Leistungsfähigkeit des die Emitter aktivierenden Systems absolut steuerbar ist.

[0095] Es dürfte jedoch klar sein, dass Position und Ausrichtung des ersten und/oder zweiten Objektes auf eine im Wesentlichen kontinuierliche Weise bestimmt werden können. Bei dieser Ausführungsform der Erfindung gibt jeder Emitter Strahlung mit unterschiedliche Wellenlänge oder Wellenform oder Impulsfrequenz ab. Die Strahlung jedes Emitter ist des-

halb verschieden von der gleichzeitig abgegebenen Strahlung der anderen Emitter. Unter diesen Bedingungen kann die Lage jedes Emitters kontinuierlich durch einen Satz Sensoren bestimmt werden, der auf die spezifische unterschiedliche Strahlung jedes Emitters abgestimmt ist. Deshalb kann die Lage jedes Emitters kontinuierlich bestimmt werden, so dass Position und Ausrichtung entweder eines oder beider Objekte aus diesen kontinuierlich bereitgestellten Lagen der verschiedenen Emitter durch den Computer berechnet werden können.

[0096] Diese Erfindung unterscheidet sich erheblich vom Stand der Technik dadurch, dass im Stand der Technik:

das erste Objekt bewegt werden soll und das zweite Objekt ortsfest sein soll; und Position und Ausrichtung des ersten Objektes häufig bestimmt werden, aber Position und Ausrichtung des zweiten Objektes nur zu Beginn der Operation und immer dann, wenn dem Chirurgen bekannt ist, dass das zweite Objekt, der Schädel, der während der Operation überhaupt nicht bewegt werden soll, bewegt wird, bestimmt werden; während

gemäß dieser Erfindung:

das erste Objekt bewegt werden soll uind für das zweite Objekt nicht vorgesehen ist, dass es starr an einer Stelle unbeweglich gemacht wird, oder mit anderen Worten, das zweite Objekt sich bewegen kann und eine Bewegung sogar erwartet wird; und Position und Ausrichtung des ersten Objekts häufig bestimmt werden und Position und Ausrichtung des zweiten Objektes ebenfalls häufig bestimmt werden. Position und Ausrichtung dieser beiden Objekte können mit der gleichen oder mit unterschiedlicher Häufigkeit (oder sogar kontinuierlich) bestimmt werden wie vom Benutzer gewünscht.

[0097] Bei bevorzugten Ausführungsformen dieser Erfindung werden die Position und Ausrichtung des zweiten Objektes zwischen einem Hundertstel bis zu zehn mal, am meisten bevorzugt so oft wie von einem Viertel bis zu vier mal so oft wie die Häufigkeit, an welcher die Position und Ausrichtung des ersten Objektes bestimmt wird, bestimmt. Allgemein wird kein Grenzwert für die Beziehung zwischen diesen Häufigkeiten der Messung vorgeschlagen. Die hierin genannten bevorzugten Beziehungen sind nur beispielhaft und nicht einschränkend zu verstehen. Die Häufigkeit jeder Messung hängt vom Ausmaß der zulässigen Bewegung ab und soll auf dem CRT-Schirm angezeigt werden. Der obere Grenzwert dieser Häufigkeit wird durch die Fähigkeit bestimmt, die Emitter zu unterscheiden. Es gibt keinen unteren Grenzwert.

[0098] In der vorliegenden Beschreibung werden die Emitter auf dem ersten und zweiten Objekt angeordnet und mit diesen beweglich beschrieben werden und die Sensoren werden in einer festen Beziehung zum Koordinatensystem angeordnet beschrieben. Obwohl es sich hierbei um das bevorzugte System handelt, ist dies keineswegs die einzige erfindungsgemäße Konfiguration. Es liegt auch im Gültigkeitsbereich dieser Erfindung, die Emitter in einer festen Beziehung zum Koordinatensystem und die Sensoren auf dem ersten bzw. zweiten Objekt vorzusehen. Die Verdrahtung kann bei dieser Konfiguration etwas aufwändiger sein, aber das sollte die Gleichwertigkeit einer solchen umgekehrten Anordnung nicht aufheben..

[0099] Diese Erfindung ist unter Bezugnahme auf ein erstes und zweites bewegliches Objekt und auf die Bestimmung ihrer jeweiligen absoluten und relativen Positionen und Ausrichtungen in einem festen Koordinatensystem beschrieben worden. Es liegt auf der Hand, dass dieses gleiche System für mehr als zwei Objekte gilt. In der Tat können die Position und Ausrichtung einer beliebigen Anzahl Objekte sowohl absolut bezogen auf das Koordinatensystem als auch relativ zueinander durch die praktische Verwirklichung dieser Erfindung bestimmt werden. Werden also in dieser Beschreibung und in den beigefügten Ansprüchen ein erstes und ein zweites Objekt genannt, können diese zwei Objekte aus einer beliebigen Gesamtanzahl Objekte sein. Diese Anzahl ist nur beispielhaft für die Verwirklichung der Erfindung und keineswegs einschränkend zu sehen.

[0100] Das bevorzugte System dieser Erfindung führt also die drei Hauptaufgaben dieser Erfindung vorzugsweise, aber nicht notwendigerweise, gleichzeitig aus: die absolute Position und Ausrichtung des zweiten Objektes, des Schädels, im festen Koordinatensystem wird zumindest sehr häufig bestimmt; die Beziehung zwischen der absoluten Position und Ausrichtung des zweiten Objektes bezüglich der zuvor aufgenommenen Bilder dieses Objektes insbesondere der inneren Strukturen dieses Objektes wird zumindest sehr häufig bestimmt; und die absolute Position und Ausrichtung des ersten Objektes, der Sonde, wird zumindest sehr häufig bestimmt. Die Erfüllung dieser drei Aufgaben ermöglicht es dann dem Computer, die drei wesentlichen sekundären Aufgaben dieser Erfindung auszuführen:

Berechnen der Position und Ausrichtung des ersten Objektes, der Sonde, relativ zum zweiten Objekt, dem Schädel, obwohl das erste Objekt oder ein Abschnitt davon außerhalb der quasioptischen Sichtweite entweder des Chirurgen oder der Sensoren liegt;

Wählen der richtigen Scheibe des zuvor erstellten Modells des Innern des zweiten Objektes, die der Position und Ausrichtung des ersten Objektes in Ist-Zeit relativ zur Position und Ausrichtung des zweiten Objektes in Ist-Zeit entspricht; und Anzeigen der richtigen Scheibe des zuvor aufgenommenen Bildes des zweiten Objektes mit der darauf korrekt dargestellten Position und Ausrichtung des ersten Objektes in Ist-Zeit.

[0101] Sowohl die ersten als auch die fortlaufenden Korrelationsbestimmungen können vom Computer **36** in einer gewissen vorgegebenen zeitlichen Abfolge oder kontinuierlich automatisch veranlasst und aktualisiert werden. In der Tat wird gemäß dem am

meisten bevorzugten Aspekt dieser Ausführungsform dieser Erfindung die Korrelationsphase häufig, kurzzeitig gelegentlich oder sogar kontinuierlich wiederholt, zwischen den Messungen in der Operationsphase verteilt, oder gleichzeitig mit der Operationsphase in der praktischen Verwirklichung dieser Erfindung zum Zwecke der Neuberechnung der Transformationen M und M' durchgeführt, wenn sich das zweite Objekt (z. B. der zu operierende Patient) relativ zu den Sensoren bewegt.

[0102] Während des Normalbetriebs werden die Spitzenkoordinaten in Schritt 44 mittels der in Schritt 45 berechneten Transformation transformiert. Die neuen transformierten Koordinaten relativ zum Bild-Koordinatensystem werden zur Bestimmung der Ebene eines zweidimensionalen Querschnitts durch das dreidimensionale Bildmodell **41** verwendet, auf das im Speicher **43** zugegriffen werden kann. Die einfachste Methode besteht darin, die vorhandene diagnostische Bildebene zu wählen, die den Koordinaten der Sondenspitze relativ zum Modell-Koordinatensystem am nächsten liegt.

[0103] In jedem Fall wird in Schritt 47 die zweidimensionale Querschnittsscheibe zu einem Bildschirmbild transformiert und der Cursor zur Markierung der Lage der Sondenspitze im Bild überlagert positioniert. Skalierungs- und Betrachtungsparameter bestimmen, wie das Bild angezeigt wird. Da der Chirurg möglicherweise nicht den Patienten (Objekt) und den Computerbildschirm gleichzeitig betrachten kann, sollte der Schritt 47 durch den Chirurgen gesteuert werden, z. B. dadurch, dass eine Aktivierungstaste auf der Sonde angebracht wird. Das Drücken der Taste kann das Signal zum Anhalten des Bildes und der angezeigten Position und Ausrichtung der Marke der Sondenspitze im betreffenden Moment auf dem Anzeigeschirm sein.

[0104] Bei einer komplexeren Ausführungsform dieser Erfindung könnte das Computersystem auf dem Bildschirm eine Schnittansicht unter einem beliebigen Winkel, beispielsweise senkrecht zu der Richtung, in der die Sonde weist, erzeugen und darstellen, wozu es die Daten von mehreren Bildscheiben verwendet. In einfacheren Fällen zeigt der Computer nur eine beliebige oder mehrere geeignete Bildscheiben durch den Ort der Sondenspitze an. Die angezeigte Scheibe könnte beispielsweise einfach die ursprüngliche CT-Scheibe sein, die den Ort der Sondenspitze enthält oder diesem Ort am nächsten kommt. In jedem Fall veranlasst der Computer dann die Anzeige eines Cursors an der aktuellen Position der Sondenspitze auf diesem zuvor aufgenommenen Bild einer Scheibe durch das zweite Objekt.

[0105] Ein alternatives Mittel zur Erfassung der Lage der Referenzpunkte im Koordinatenraum der Abbildungsvorrichtung während der Abbildungsphase verwendet eine zusätzliche getrennte Ausgestaltung der dreidimensionalen Positionsmesssonde, der Sensoren, der Steuerungseinheit und des Computers der vorliegenden Erfindung. Zur Implementierung diese Ausführungsform dieser Erfindung werden die zusätzlichen Sensoren unmittelbar an der Abbildungsvorrichtung befestigt. Die zusätzliche Sonde misst die Lage der Referenzpunkte zum Zeitpunkt der Abbildung und die zusätzliche Steuerungseinheit und der zusätzliche Computer bestimmen ihre Lage relativ zum Koordinatensystem der Abbildungsvorrichtung und zeichnen sie auf. Der Vorteil dieser Vorgehensweise ist, dass die Bezugsmarken, d. h. die Kennzeichen oder Referenzstifte nicht innerhalb der begrenzten Querschnittsscheiben liegen müssen, die für das Abbildungsgerät sichtbar sind.

[0106] Als Alternative zu genauen dreidimensionalen Bildern können Standard-Röntgenaufnahmen aus mehreren verschiedenen Richtungen zum Aufbau eines Rohmodells anstelle der oben beschriebenen Abbildungsphase verwendet werden. Röntgenaufnahmen aus zwei oder mehr Richtungen werden digital abgetastet und vier nicht koplanare Referenzpunkte in ihnen werden mit einem Cursor oder Lichtstift gekennzeichnet. In einer Korrelationsphase werden ähnlich wie in der oben beschriebenen diese vier Punkte auf dem Patienten unmittelbar vor der Operation digitalisiert. Während der Operation wird dann die Lage der Sondenspitze auf die digitalisierten Computerbilder der zweidimensionalen Röntgenaufnahmen projiziert, in denen die Projektion eindeutig durch Abbilden und Übertragen der Koordinaten der Referenzpunkte aus dem Modell-Koordinatensystem auf das feste Sensor-Koordinatensystem definiert wird.

[0107] Bei einer weiteren Ausführungsform dieser Erfindung wird eine Videobandaufzeichnung des Computerbildschirms (sowie der direkten Ansicht des Chirurgen und des Patienten) verwendet, um zur Dokumentierung der Durchführung des vorliegenden Verfahrens beizutragen. Strahlungsemitter können auf mehr als einem chirurgischen Standard-Instrument wie dem Mikroskop, dem Skalpell, der Pinzette und dem Verätzer vorgesehen werden, wodurch jedes praktisch zu einer Sonde wird. Diese Emitter sollten auf die gleiche Weise wie oben beschrieben voneinander unterscheidbar sein.

[0108] Das Verfahren und die Vorrichtung der optischen Mess- und Korrelationsvorrichtung **10** gemäß der vorliegenden Erfindung ist vollständig beschrieben worden. Obwohl einige der zahlreichen Modifikationen und Entsprechungen des erfindungsgemäßen Systems hierin beschrieben worden sind, werden sich für den Durchschnittsfachmann ohne Weiteres weitere Modifikationen und Änderungen erschließen. So verwendet beispielsweise die hierin beschriebene bevorzugte Ausführungsform sichtbares Licht, da menschliche Benutzer dadurch gut feststellen können, ob die Lichtquellen eingeschaltet sind oder ob sie störende Reflexionen verursachen. Selbstverständlich könnten ebenso andere Wellenlängen der elektromagnetischen Strahlung verwendet werden. Nicht sichtbares Licht wie Infrarot- oder Ultraviolettlicht hätte den Vorteil, dass der Chirurg nicht durch

blinkende Lichter abgelenkt wird. Ultraschall könnte gut eingesetzt werden. Andere Modifikationen der Detektor-"Optik" und -Linsen sind möglich, die die Abbildungseigenschaften auf den Detektoren ändern und möglicherweise verbessern würden. Beispielsweise könnten toroidale Linsen verwendet werden, die in Längsrichtung entlang eines Bogens gekrümmt sind, wobei der Radius gleich ist wie die Brennweite der Linse. Analog könnten die Oberflächen der Fotodetektoren ebenfalls gekrümmt sein, wodurch die Bilder der entfernten Lichtquellen ungeachtet ihrer Positionen scharf bleiben. Zahlreiche Verbesserungen der digitalen Daten sind durch geeignete Programmierung des Computers möglich.

[0109] Bei den am meisten bevorzugten Aspekten dieser Erfindung werden elektromagnetische Strahlung und insbesondere sichtbares Licht als Strahlung von den Emittern verwendet. Die Verwendung von Licht für diese Funktion ist eine wesentliche Verbesserung gegenüber der Verwendung von akustischen Schallemittern und Detektoren im Stand der Technik. Zum Stand der Technik gehörige Systeme auf der Basis von Schallemittern können jedoch zur Durchführung der Operationen neu programmiert werden, so dass sie die Position und Ausrichtung des zweiten Objektes während des chirurgischen Eingriffs kontinuierlich korrelieren, wie hierin beschrieben. Somit kann die Bewegung des zweiten Objektes mindestens häufig wenn nicht kontinuierlich mittels Schallemitter und Detektoren und mit Hilfe geeigneter Techniken zur Temperaturkompensation verfolgt werden. Bezüglich des zuletzt genannten Aspektes kann die oben genannte Fähigkeit des vorliegenden Systems der Bestimmung und Übertragung der Temperatur der Sondenspitze vorteilhaft eingesetzt werden, wenn Schall als Strahlungsart gewählt wird. Die Tatsache, dass die Verwendung elektromagnetischer (insbesondere Licht) Strahlungsemitter und -Sensoren eine Verbesserung gegenüber der Verwendung akustischer Schallemitter und – Sensoren in der Praxis darstellt, soll nicht als Einschränkung der kontinuierlichen oder häufigen Verfolgung der Bewegung des ersten oder zweiten Objektes verstanden werden. Das heißt eine Erfindung, deren Wesen darin besteht, ein Emitter/Sensorpaar zu verwenden.

[0110] Es sollte jedoch bedacht werden, dass die Übertragung zwischen Emittern und Sensoren anders erfolgt und andere Dinge gemessen werden, wenn elektromagnetische Strahlung im Gegensatz zu Schall, sowohl im hörbaren als auch im Ultraschallbereich, verwendet wird. Im Fall elektromagnetischer Strahlung handelt es sich bei der gemessenen Größe um den Winkel, den der Strahlungsweg zwischen dem Emitter und dem Sensor relativ zu einer beliebigen festen Linie beschreibt. Durch Messung aller dieser Winkel der Strahlen zwischen den Emittern und den Sensoren werden die Raumpunkte der verschiedenen Emitern durch Lösungen der herkömmlichen analytischen Geometrie bestimmt. Wird dagegen Schallstrahlung verwendet, handelt es sich bei der gemessenen Größe um den Abstand zwischen den jeweiligen Emittern und Sensoren. Auch hier bestimmen Lösungen der herkömmlichen analytischen Geometrie präzise den Raumpunkt jedes Emitters/Sensors. Obwohl der flüchtige Betrachter oder der Benutzer der Systeme dieser Erfindung im Ergebnis keinen Unterschied feststellen wird, besteht ein deutlicher Unterschied in der Weise, in der dieses Ergebnis erzielt wird, und dies macht eine unterschiedliche Programmierung dieses Systems erforderlich.

[0111] Die obige Beschreibung ist beispielhaft für die Prinzipien der Erfindung. Da für den Durchschnittsfachmann zahlreiche Modifikationen und Änderungen ohne Weiteres in Betracht kommen, ist diese Erfindung vorbehaltlich der Lehren dieser Beschreibung nicht auf die hierin dargestellte und beschriebene exakte Konstruktion und Funktionsweise beschränkt. Demzufolge werden alle geeigneten Modifikationen und Entsprechungen, die sich angesichts dieser Offenbarung ergeben können, von dem durch die nachfolgenden Ansprüche definierten Gültigkeitsbereich abgedeckt.

Patentansprüche

1. Medizinisches System (**10**) zur Bestimmung der Lage und Ausrichtung eines beweglichen ersten Objektes (**12**) in Ist-Zeit in Bezug auf ein zweites Objekt (**11**) und zur grafischen Anzeige der entsprechenden Stellung und Ausrichtung des ersten Objektes (**12**) auf einem zuvor aufgenommenen Bild des zweiten Objektes (**11**), das folgendes aufweist:

ein dreidimensionales, festes Ist-Zeit-Koordinatensystem (**80**);

mindestens drei elektromagnetische oder akustische Strahlungssensormittel (**20**, **22**, **24**) in fester räumlicher Beziehung zu dem dreidimensionalen, festen Ist-Zeit-Koordinatensystem (**80**), die von den Objekten (**11**, **12**) beabstandet sind;

die ersten und zweiten Objekte (**11**, **12**), die sich innerhalb des festen Koordinatensystems (**80**) befinden;

mindestens drei nicht kollineare Bezugsmarken (**71**, **73**, **75**) in fester räumlicher Beziehung zu dem zweiten Objekt (**11**) und bei bekannten Koordinaten in dem festen Koordinatensystem (**80**);

ein dreidimensionales lokales Koordinatensystem, welches in Bezug auf das zweite Objekt (**11**) fest ist;

zuvor aufgenommene dreidimensionale Bilddaten, welche das zweite Objekt (**11**) einschließlich der Bezugsmarken (**71**, **73**, **75**) geometrisch beschreiben;

mindestens zwei beabstandete elektromagnetische oder akustische Strahlungsemittermittel (**14**, **16**), die auf dem ersten Objekt (**12**) angeordnet sind;

erste Bewegungsmittel, um das erste Objekt (**12**) relativ zu dem zweiten Objekt (**11**) und zu dem festen Koordinatensystem (**80**) zu bewegen;

Mittel zur Unterscheidung zwischen einer von einem

beliebigen der Strahlungsemittermittel (**14**, **16**) emittierten elektromagnetischen oder akustischen Strahlung und einer von allen anderen Strahlungsemittermitteln (**14**, **16**) emittierten Strahlung;
Mittel zur unabhängigen Bestimmung der Lage jedes der Strahlungsemittermittel (**14**, **16**) auf dem ersten Objekt (**12**) in Abhängigkeit von der zwischen mindestens zwei der Strahlungsemittermittel (**14**, **16**) auf dem ersten Objekt (**12**) und dem Strahlungssensormittel (**20**, **22**, **24**), die sich in fester Beziehung zu diesem festen Koordinatensystem (**80**) befinden, übertragenen Strahlung
Mittel zur Bestimmung der Position und Ausrichtung jedes Punktes des ersten Objektes (**12**) in Bezug auf das feste Koordinatensystem (**80**) durch Integrieren der ermittelten Lage von mindestens zwei der Strahlungsemittermittel (**14**, **16**) auf dem ersten Objekt (**12**);
Mittel zur unabhängigen Bestimmung der Lage jeder der Bezugsmarken (**71**, **73**, **75**) auf dem zweiten Objekt in dem festen Koordinatensystem (**80**);
Mittel zur Bestimmung der Position und Ausrichtung des zweiten Objektes (**11**) in dem festen Koordinatensystem (**80**) durch Integrieren der ermittelten Lage der Bezugsmarken (**71**, **73**, **75**) auf dem zweiten Objekt (**11**);
Mittel zur Ausrichtung der zuvor aufgenommenen dreidimensionalen Bilddaten des zweiten Objektes (**11**), um die Ist-Zeit-Position und die Ausrichtung des zweiten Objektes (**11**) an diese zuvor aufgenommenen Bilddaten anzupassen;
Mittel zur Integration der in Ist-Zeit bestimmten Position und Ausrichtung des zweiten Objektes (**11**) mit der in Ist-Zeit bestimmten Position und Ausrichtung des ersten Objektes (**12**) im selben festen Koordinatensystem (**80**), wodurch, die in Ist-Zeit bestimmte Position und Ausrichtung des ersten Objektes (**12**) in Bezug auf die zuvor aufgenommenen dreidimensionalen Bilddaten integriert wird; und
Mittel zur wiederholten Bestimmung der Positionen und Ausrichtungen des ersten Objektes (**12**) in Ist-Zeit mit ausreichender Häufigkeit, um die Bewegung des ersten Objektes (**12**) in Bezug auf das zweite Objekt (**11**) anzeigen zu können;
wobei als eine Folge der wiederholten Bestimmungen und Integrationen der Positionen und Ausrichtungen des ersten- Objektes (**12**) und der Korrelation der Positionen und Ausrichtungen des zweiten Objektes (**11**) mit den zuvor aufgenommenen dreidimensionalen Bilddaten ein für das erste Objekt (**12**) repräsentatives Bild in Ist-Zeit korrekt zu den zuvor aufgenommenen Bilddaten positioniert wird, ungeachtet der Bewegung des ersten Objektes (**12**) in Bezug auf das feste Koordinatensystem (**80**).

2. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die ersten und zweiten Objekte (**11**, **12**) sich schneiden, und das System weiter Mittel-umfasst, um so viel der zuvor aufgenommenen dreidimensionalen Bilddaten, wie es der Schnittpunktlage dieses ersten und zweiten Objektes (**11**, **12**) entspricht, anzuzeigen, und Mittel, um die Darstellung des ersten Objektes (**12**) auf dieser Bildanzeige in seiner korrekten Ist-Zeit-Position anzuzeigen.

3. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Integration der Position und Ausrichtung des zweiten Objektes (**11**) und der Bilddaten, die Position und Ausrichtung des ersten Objektes (**12**) und die Korrelation der Position und Ausrichtung des ersten Objektes (**12**) mit den Bilddaten sämtliche im Wesentlichen kontinuierlich bestimmt werden.

4. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die zuvor aufgenommenen dreidimensionalen Bilddaten eine Aufeinanderfolge von im Wesentlichen zweidimensionalen Schichten durch das zweite Objekt (**11**) umfassen.

5. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Strahlungsemittermittel (**14**, **16**) auf dem ersten Objekt (**12**) angeordnet sind und die Sensormittel (**20**, **22**, **24**) von den ersten und zweiten Objekten (**11**) beabstandet und in fester Beziehung zu dem festen Koordinatensystem (**80**) angeordnet sind.

6. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Sensormittel (**20**, **22**, **24**) auf dem ersten Objekt (**12**) angeordnet sind und die Strahlungsemittermittel (**14**, **16**) von dem ersten Objekt (**12**) beabstandet und in fester Beziehung zu dem festen Koordinatensystem (**80**) angeordnet sind.

7. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass es sich bei der Strahlung um Licht handelt.

8. System nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass es sich bei der Strahlung um sichtbares Licht handelt.

9. System nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass Licht unterschiedlicher Wellenlänge von jedem der unterschiedlichen Emittermittel (**14**, **16**) abgestrahlt wird.

10. System nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass das Licht von verschiedenen der Strahlungsemittermittel (**14**, **16**), einer sich wiederholenden Reihenfolge folgend, gepulst abgestrahlt wird.

11. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Strahlungsemittermittel (**14**, **16**) und die Sensormittel (**20**, **22**, **24**) Mittel für die Erfassung von linearer und drehender träger Bewegung umfassen.

12. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die zuvor aufgenommenen Bilddaten

durch Mittel, welche für die Verwendung während eines chirurgischen Eingriffs nicht geeignet sind, aufgenommen werden.

13. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass es sich bei dem ersten Objekt um eine chirurgische Sonde (**12**) und bei dem zweiten Objekt um einen chirurgischen Patienten (**11**) handelt, wobei die chirurgische Sonde (**12**) geeignet ist, um teilweise in den Patienten (**11**) derart eingeführt zu werden, dass der eingeführte Teil für dessen Einführenden nicht sichtbar ist.

14. System nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens zwei Emittermittel (**14**, **16**) auf so viel von dem ersten Objekt (**12**) angeordnet sind, wie nicht in den Patienten (**11**) eingeführt wird, und wobei die so angeordneten Emittermittel (**14**, **16**) auf dem ersten Objekt (**12**) sich in einer bekannten Entfernung von einer Spitze der Sonde befinden, welche für das Einführen in den Patienten (**11**) geeignet ist.

15. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Bilddaten aus einer Gruppe bestehend aus Magnetresonanzbilddaten, Computertomographiedaten, Ultraschalldaten oder Röntgenstrahlungsdaten ausgewählt sind.

16. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass es sich bei dem zweiten Objekt um einen Patienten (**11**) handelt und es sich bei dem ersten Objekt um ein Operationsmikroskop handelt und wobei die Bilddaten auf das Gesichtsfeld dieses Operationsmikroskops projiziert werden.

17. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass es sich bei dem zweiten Objekt (**11**) um einen Teil eines menschlichen Körpers handelt.

18. System nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, dass es sich bei dem Teil des Körpers um einen Kopf handelt.

19. System nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, dass sich auf dem zweiten Objekt (**11**) Referenzpunkte befinden, welche anatomische Merkmale, die sich in fester räumlicher Beziehung zu dem zweiten Objekt (**11**) befinden, unterscheiden.

20. System nach Anspruch 1, das mit Unterbrechungen arbeitet, jedoch ausreichend häufig, um die relative Bewegung des ersten Objektes (**12**) relativ zu dem zweiten Objekt (**11**) darstellen zu können.

21. System nach Anspruch 2, das Mittel für die Aufzeichnung der Bewegung des ersten Objektes (**12**) in richtiger Beziehung zu den zuvor aufgenommenen dreidimensionalen Bilddaten beinhaltet.

22. System nach Anspruch 1, das Mittel für die Auswahl derjenigen Schicht der zuvor aufgenommenen Bilddaten beinhaltet, welche der Ist-Zeit-Lage des ersten Objektes (**12**) entspricht, so dass eine Darstellung des ersten Objektes (**12**) auf der Bildschicht in Ist-Zeit korrekt angeordnet wird.

23. System nach Anspruch 1, das Mittel zum Einfrieren einer Anzeige eines zuvor aufgenommenen Bildes und einer Darstellung des ersten Objektes (**12**) für eine begrenzte Zeitspanne beinhaltet.

24. Verfahren zur Steuerung eines Computersystems in einem Operationssaal zur Bestimmung der Ist-Zeit-Lage und Ausrichtung eines beweglichen ersten Objektes (**12**) in Bezug auf ein zweites Objekt (**11**) und zur grafischen Anzeige der entsprechenden Position und Ausrichtung des ersten Objektes (**12**) auf einem zuvor aufgenommenen Bild des zweiten Objektes (**11**), das Folgendes aufweist:
Bereitstellen eines dreidimensionalen festen Ist-Zeit-Koordinatensystems (**80**);
Bereitstellen von mindestens drei nicht kollinearen Bezugsmarken (**71**, **73**, **75**) in fester räumlicher Beziehung zu dem zweiten Objekt (**11**);
Bereitstellen von zu einem früheren Zeitpunkt aufgenommenen und das zweite Objekt (**11**) einschließlich der Bezugsmarken (**71**, **73**, **75**) geometrisch beschreibenden, dreidimensionalen Bilddaten;
Erfassen der Lagen von mindestens zwei elektromagnetischen oder akustischen Strahlungsemittermitteln (**14**, **16**), die dem ersten Objekt (**12**) funktional zugeordnet sind und in bekannter räumlicher Beziehung zu dem ersten Objekt (**12**) stehen, in Ist-Zeit in ausreichend häufigen Intervallen, um die Bewegung in Ist-Zeit verfolgen zu können;
Berechnen in Ist-Zeit aus den erfassten Positionen der elektromagnetischen oder akustischen Strahlungsemittermittel (**14**,**16**) in ausreichend häufigen Intervallen, um der Ist-Zeit-Bewegung in Ist-Zeit folgen zu können, der Position und der Ausrichtung des ersten Objektes (**12**) in Bezug auf das feste Koordinatensystem (**80**);
Bestimmen der Lage jeder der Bezugsmarken (**71**, **73**, **75**) auf dem zweiten Objekt (**11**) in dem festen Koordinatensystem (**80**);
Bestimmen der Position und Ausrichtung des zweiten Objektes (**11**) in dem festen Koordinatensystem (**80**) durch Integration der ermittelten Lagen der Bezugsmarken (**71**, **73**, **75**) auf dem zweiten Objekt (**11**);
Ausrichten der zuvor aufgenommenen dreidimensionalen Bilddaten des zweiten Objektes (**11**), um die Position und Ausrichtung des zweiten Objektes (**11**) an die zuvor aufgenommenen Bilddaten anzupassen;
Integration der in Ist-Zeit bestimmten Position und Ausrichtung des zweiten Objektes (**11**) mit der in Ist-Zeit bestimmten Position und Ausrichtung des ersten Objektes (**12**), wodurch die in Ist-Zeit bestimmte Position und Ausrichtung des ersten Objek-

tes (**12**) in Bezug auf die zuvor aufgezeichneten dreidimensionalen Bilddaten integriert wird; und
wiederholtes Bestimmen der Position und Ausrichtung des ersten Objektes (**12**) in Ist-Zeit mit ausreichender Häufigkeit, um ein Anzeigen der Bewegung des ersten Objektes (**12**) in Bezug auf das zweite Objekt (**11**) zu ermöglichen;
wobei als eine Konsequenz der wiederholten Bestimmung und Integration der Position und Ausrichtung des ersten Objektes (**12**) und der Korrelation der Position und Ausrichtung des zweiten Objektes (**11**) mit den zuvor aufgenommenen dreidimensionalen Bilddaten ein für das erste Objekt (**12**) repräsentatives Bild auf den zuvor aufgenommenen Bilddaten in Ist-Zeit korrekt positioniert wird, ungeachtet der Bewegung des ersten Objektes (**12**) in Bezug auf das feste Koordinatensystem (**80**).

Es folgen 9 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

Fig. 1A

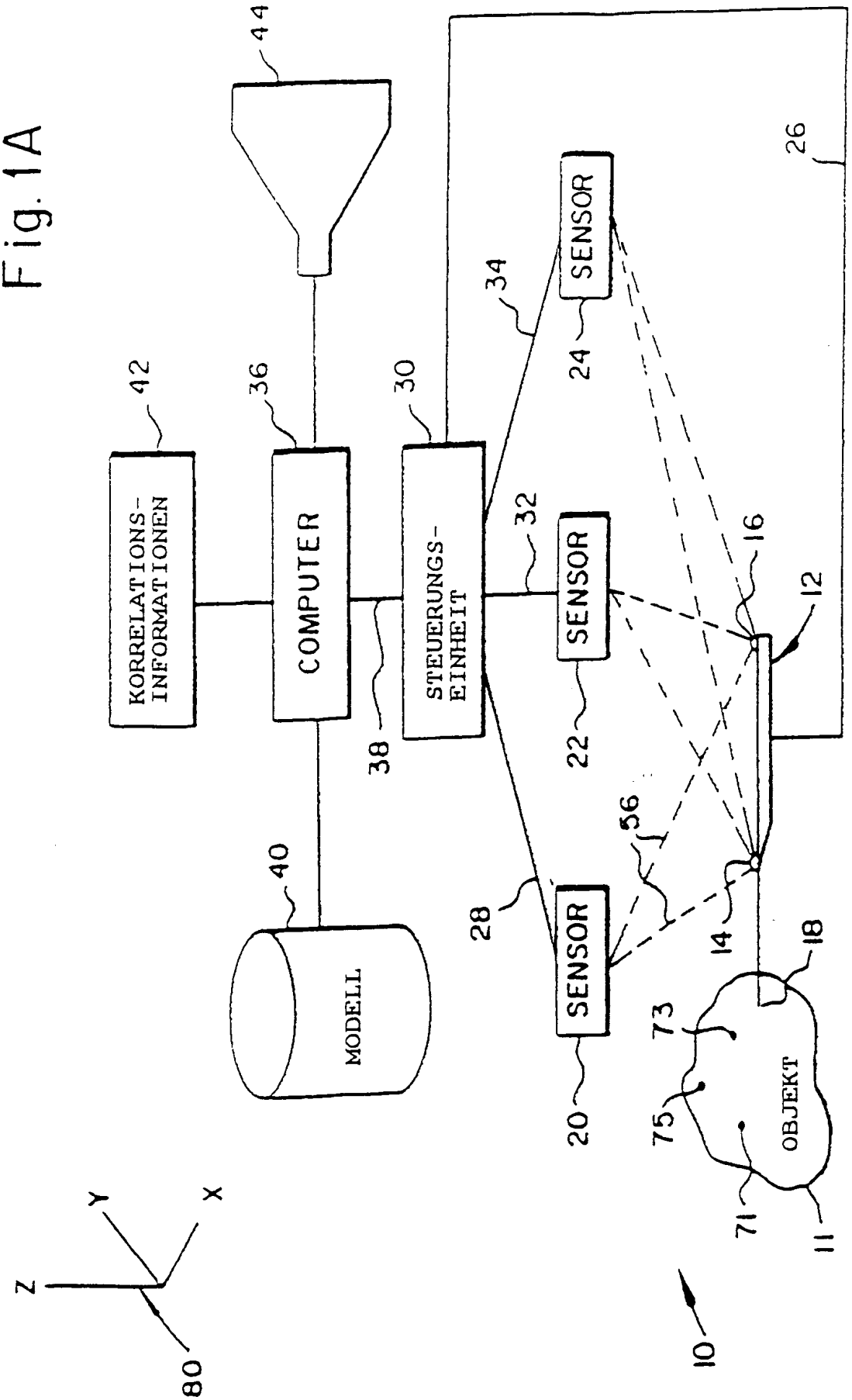
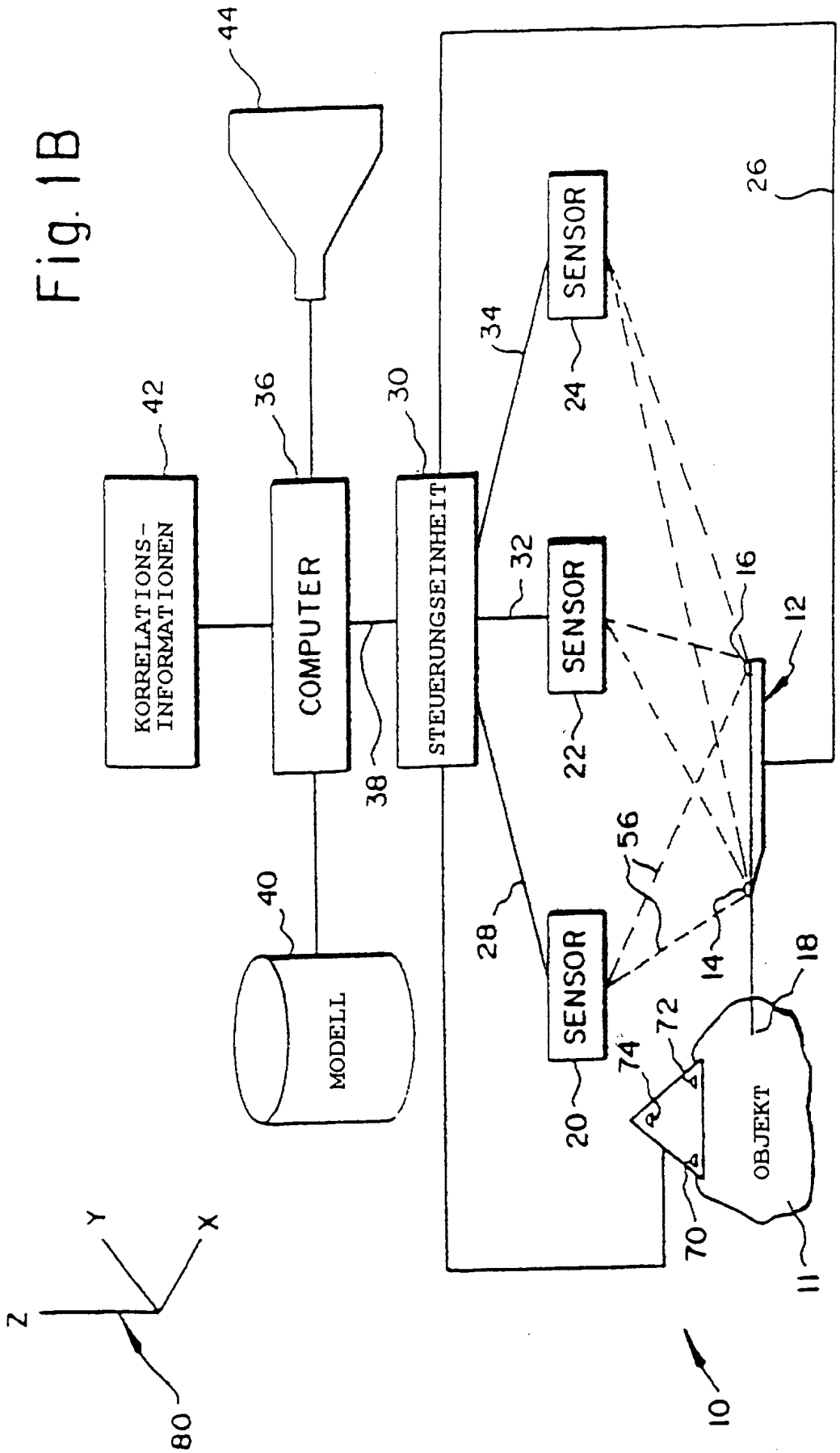


Fig. 1B


44
26
SENSOR
34
24
42
36
30
KORRELATIONS-INFORMATIONEN
COMPUTER
STEUERUNGSEINHEIT
32
SENSOR
16
12
22
38
56
40
28
SENSOR
14
18
MODELL
72
74
OBJEKT
20
70
11
Y
X
Z
80
10

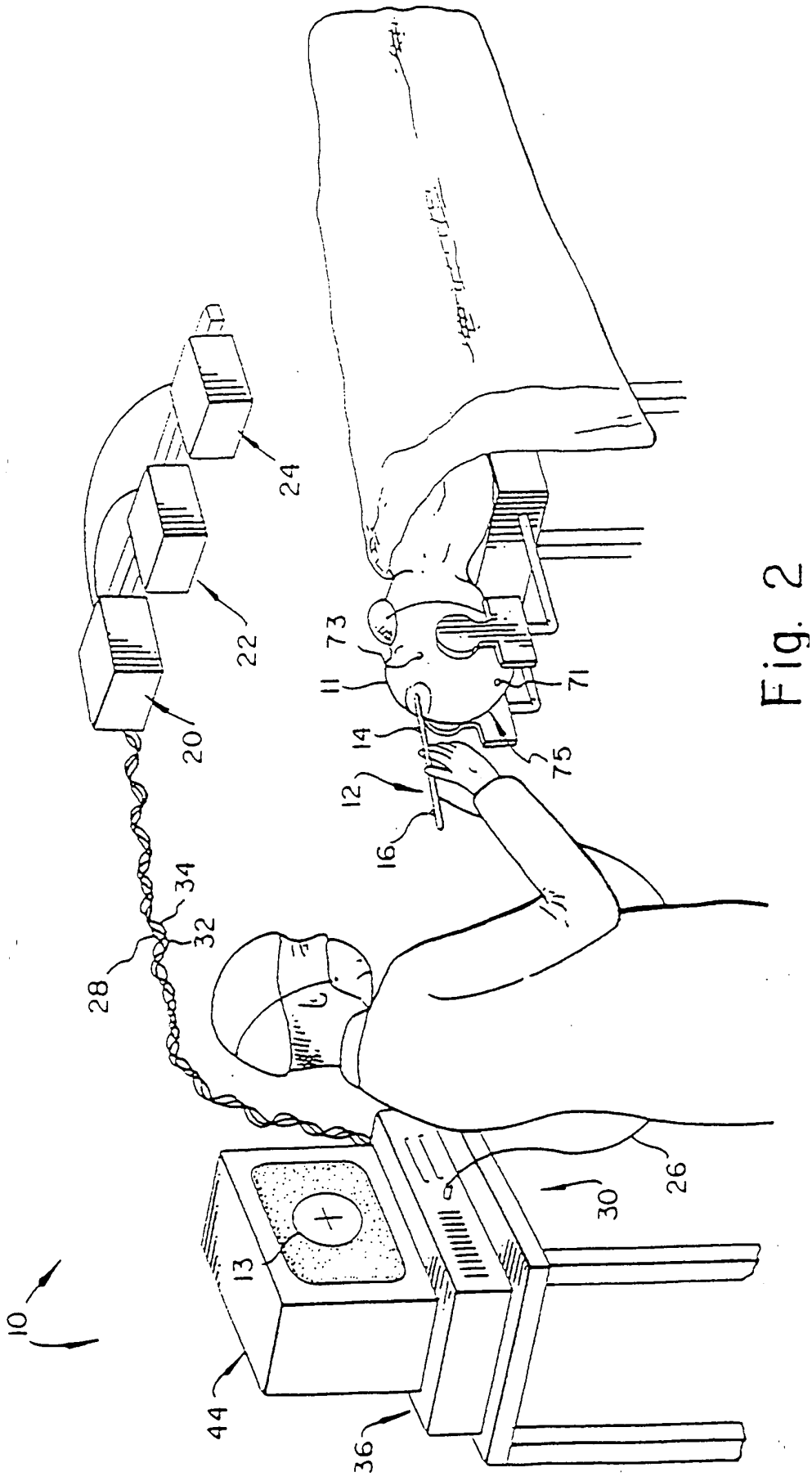


Fig. 2

13
73
76
71
75
Doe, John A.
id # 98-7654321
MALE age 58
Dr. BENNETT
GENERAL HOSPITAL
Denver, CO
GE 8800
1992 Jul 8
10 SLICES
FILE # 123-456
X = 11.6
Y = 0.7
Z = 20.3

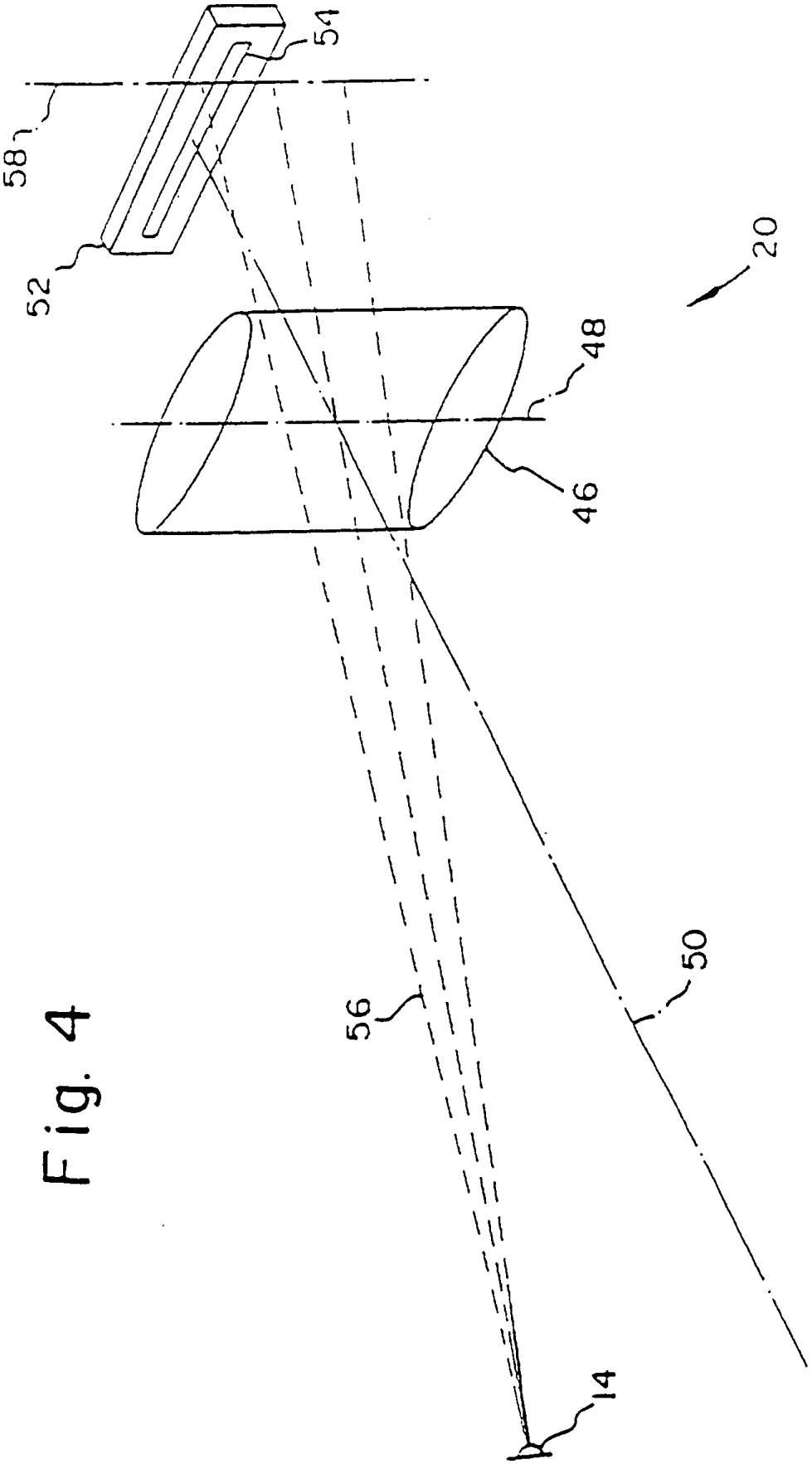


Fig. 4

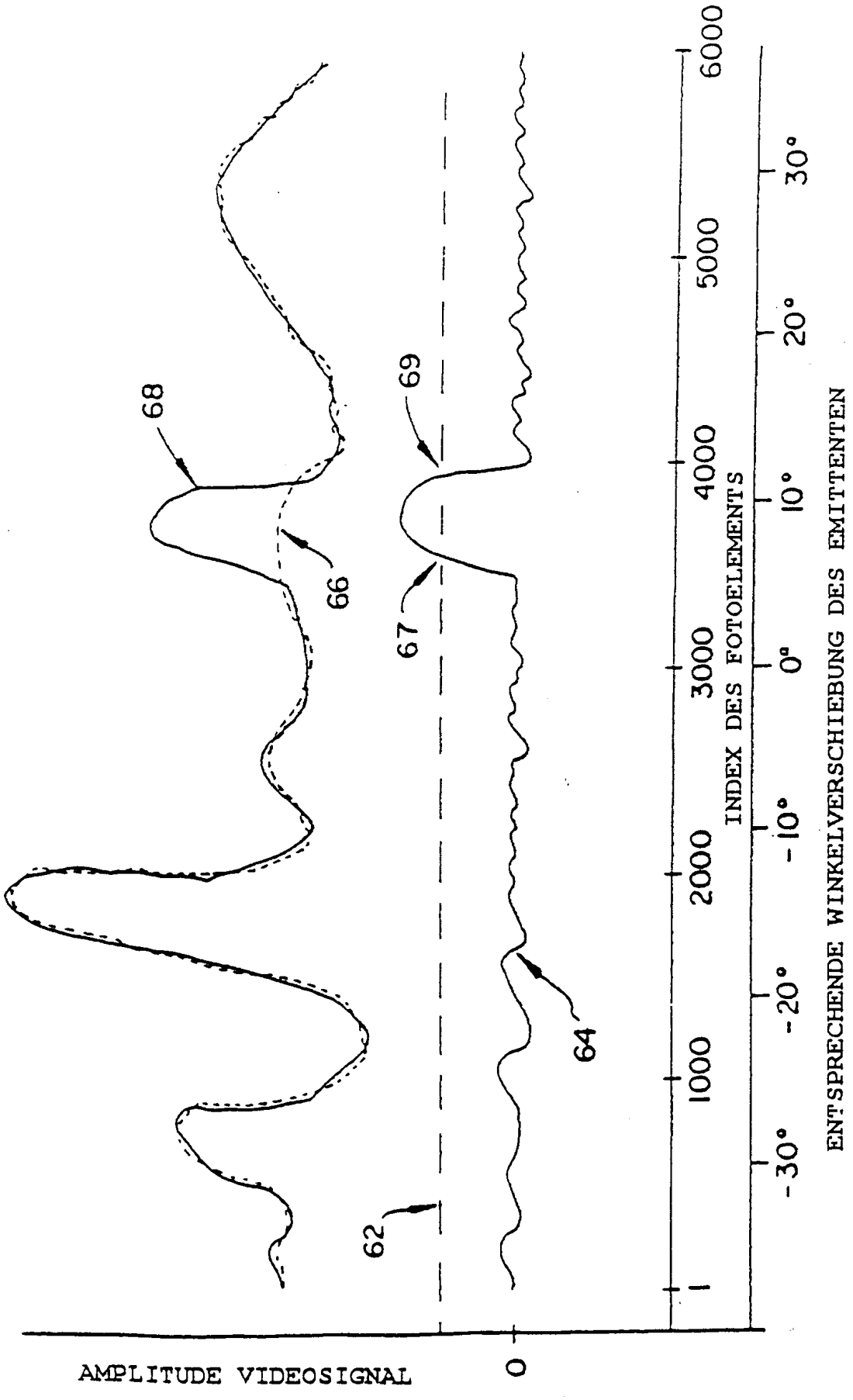

AMPLITUDE VIDEOSIGNAL
0
62
64
66
67
68
69
1
1000
2000
3000
4000
5000
6000
INDEX DES FOTOELEMENTS
-30°
-20°
-10°
0°
10°
20°
30°
ENTSPRECHENDE WINKELVERSCHIEBUNG DES EMITTENTEN

Fig. 5

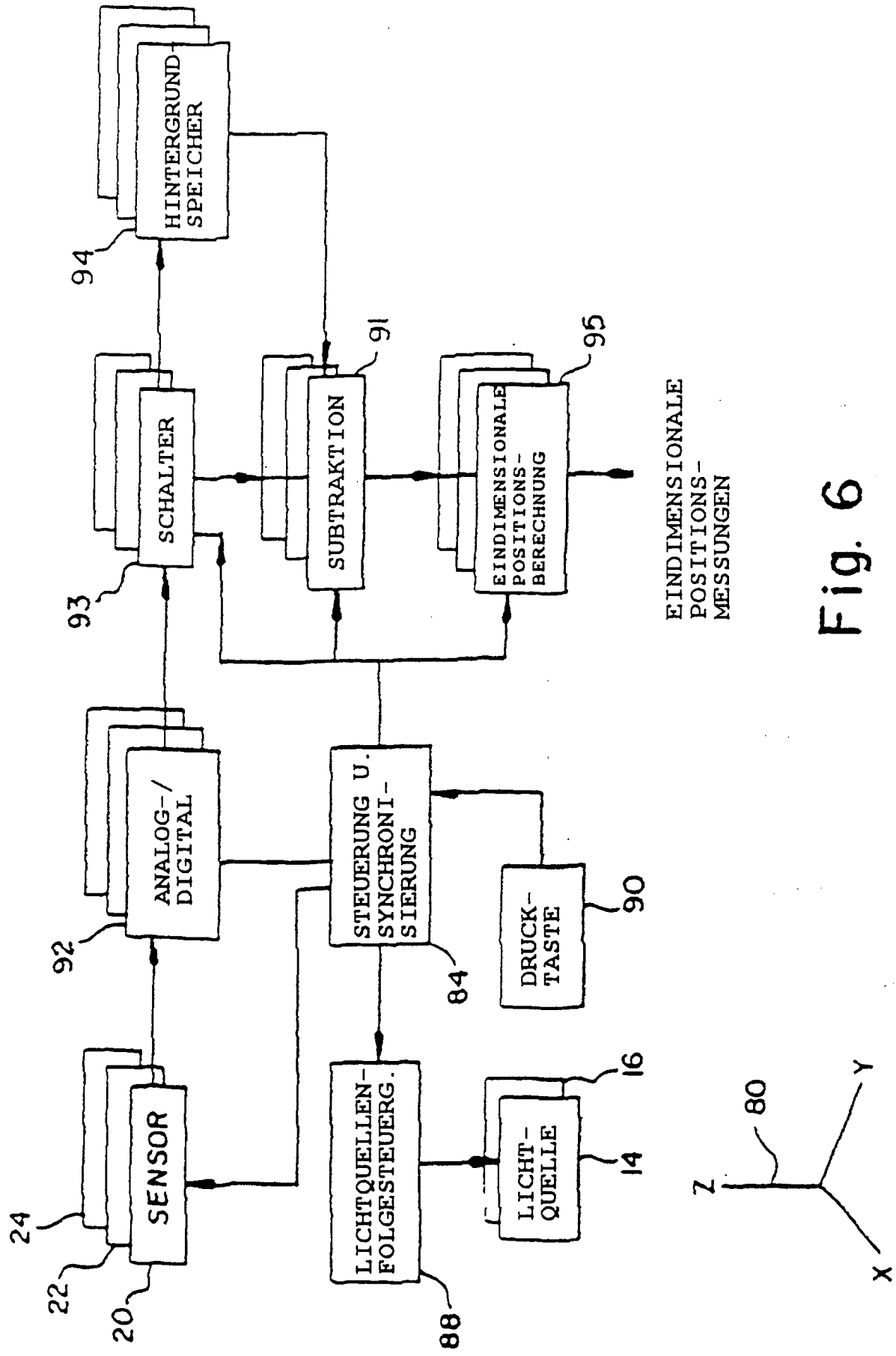

HINTERGRUND SPEICHER
94
SCHALTER
93
SUBTRAKTION
91
EINDIMENSIONALE POSITIONS-BERECHNUNG
95
EINDIMENSIONALE POSITIONS-MESSUNGEN
ANALOG-/ DIGITAL
92
STEUERUNG U. SYNCHRONI-SIERUNG
84
DRUCK-TASTE
90
SENSOR
24
22
20
LICHTQUELLEN-FOLGESTEUERG.
88
LICHT-QUELLE
16
14
80
Z
Y
X

Fig. 6

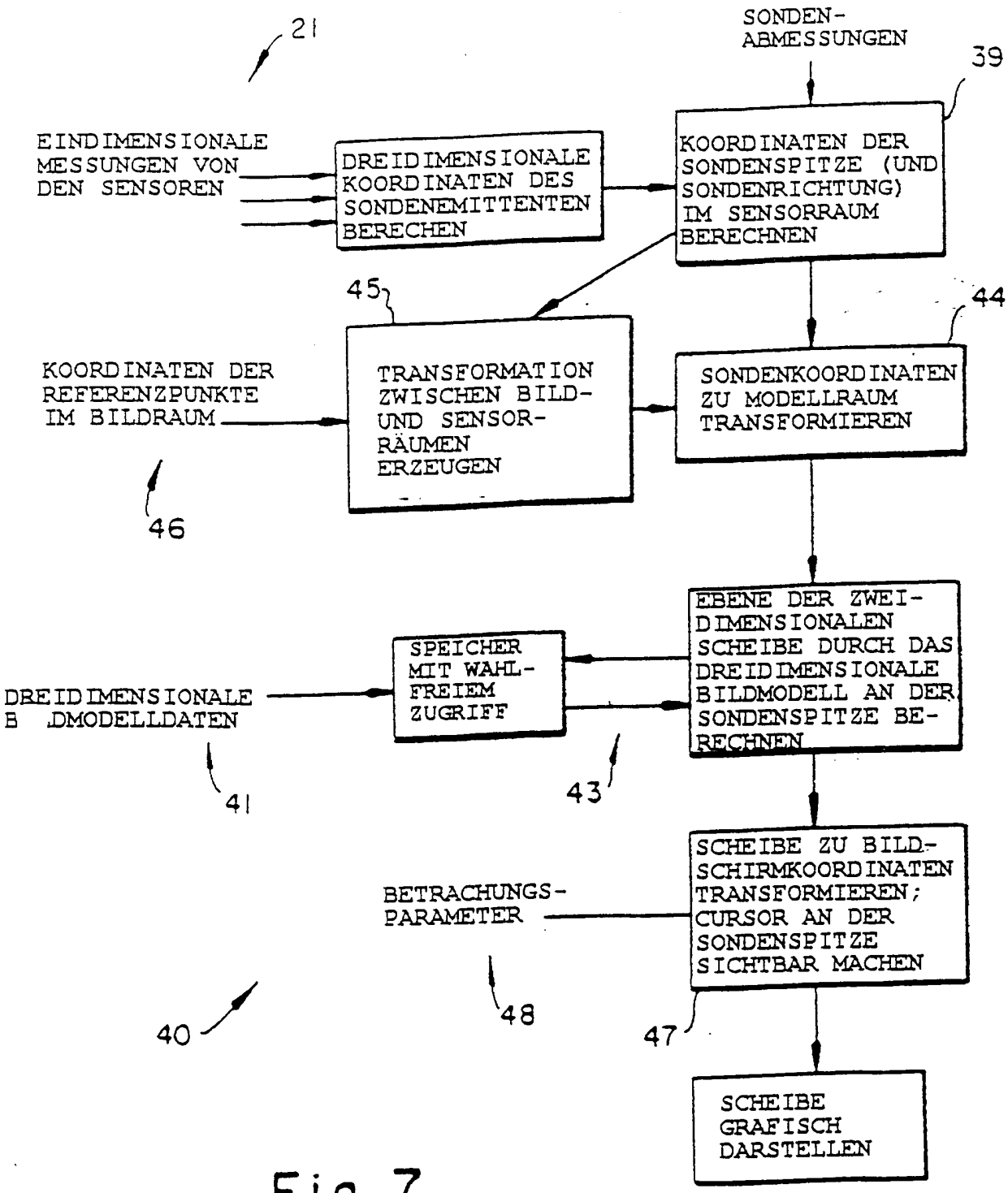

21
SONDEN-
ABMESSUNGEN
39
EINDIMENSIONALE
MESSUNGEN VON
DEN SENSOREN
DREIDIMENSIONALE
KOORDINATEN DES
SONDENEMITTENTEN
BERECHEN
KOORDINATEN DER
SONDENSPITZE (UND
SONDENRICHTUNG)
IM SENSORRAUM
BERECHNEN
45
44
KOORDINATEN DER
REFERENZPUNKTE
IM BILDRAUM
TRANSFORMATION
ZWISCHEN BILD-
UND SENSOR-
RÄUMEN
ERZEUGEN
SONDENKOORDINATEN
ZU MODELLRAUM
TRANSFORMIEREN
46
EBENE DER ZWEI-
DIMENSIONALEN
SCHEIBE DURCH DAS
DREIDIMENSIONALE
BILDMODELL AN DER
SONDENSPITZE BE-
RECHNEN
SPEICHER
MIT WAHL-
FREIEM
ZUGRIFF
DREIDIMENSIONALE
B DMODELLDATEN
41
43
SCHEIBE ZU BILD-
SCHIRMKOORDINATEN
TRANSFORMIEREN;
CURSOR AN DER
SONDENSPITZE
SICHTBAR MACHEN
BETRACHUNGS-
PARAMETER
48
40
47
SCHEIBE
GRAFISCH
DARSTELLEN

Fig. 7

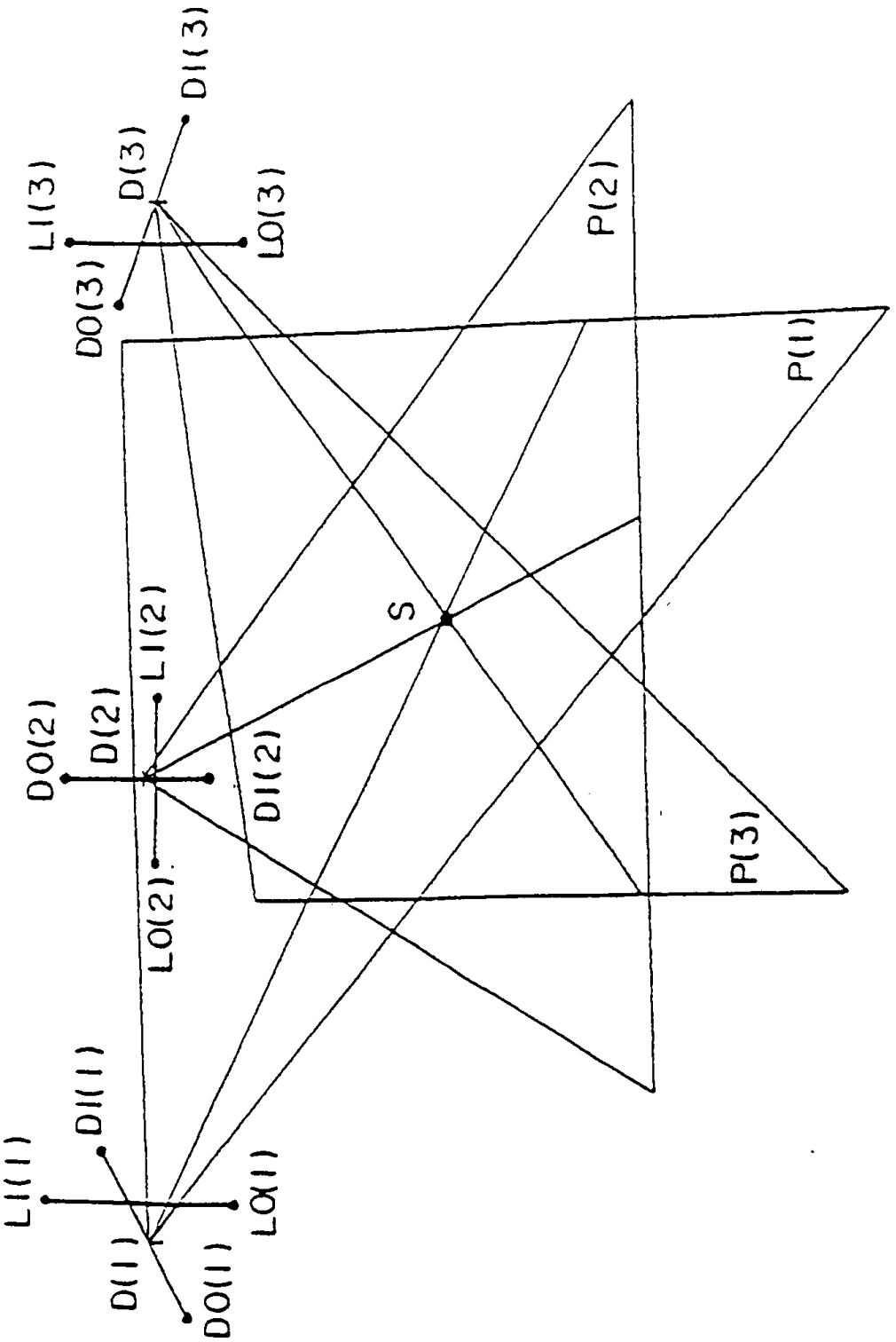


Fig. 8