



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 10 2004 015 498 A1 2005.10.13

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: 10 2004 015 498.8

(22) Anmeldetag: 27.03.2004

(43) Offenlegungstag: 13.10.2005

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

A61B 6/03, A61B 5/055

(71) Anmelder:

Richter, Detlef, Prof. Dr., 65195 Wiesbaden, DE

(72) Erfinder:

Richter, Detlef, Prof. Dr., 65195 Wiesbaden, DE;
Egger, Jan, 65549 Limburg, DE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur dreidimensionalen Rekonstruktion von räumlichen Punktmodellen aus mehr als zwei fragmentierten Stereobildern für medizinische Anwendungen**

(57) Zusammenfassung: Bei der dreidimensionalen medizinischen Navigation für die Anwendung von Biopsienadeln oder sonstigen medizinischen Geräten werden diese mit Hilfe der Stereoskopie im Raum geortet. Hierfür werden infrarotbasierte Verfahren unter Verwendung von zwei optischen Videokameras eingesetzt. Diese Verfahren haben systembedingte Nachteile. Zum einen hat man bei hinreichender räumlicher Auflösung nur ein begrenztes Überwachungsvolumen als Schnitt der Sichtbereiche der Einzelkameras zur Verfügung. Zum anderen versagt die Rekonstruktion, wenn die Sicht einer der beiden Kameras durch den Körper des Therapeuten durch seine Bewegung während der Therapie verdeckt wird oder wenn eine oder mehrere der verwendeten IR-Landmarken durch ihre medizinisch bedingte Position am Körper des Patienten für eine der beiden Kameras nicht sichtbar sind.

Ein neues Verfahren verwendet mehr als zwei Videokameras, die im Raum positioniert sind. In den Kamerabildern ist nun eine variable Anzahl an IR-Leuchtpunkten sichtbar, deren Korrespondenz untereinander vorerst unbekannt ist. Ein neuer Algorithmus extrahiert aus den Bildern das vollständige dreidimensionale Landmarkenmodell.

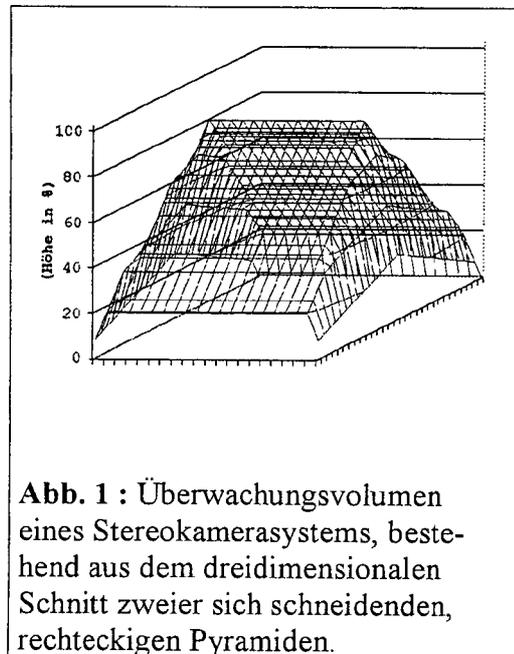


Abb. 1 : Überwachungsvolumen eines Stereokamerasystems, bestehend aus dem dreidimensionalen Schnitt zweier sich schneidenden, rechteckigen Pyramiden.

Beschreibung

1. Bei der Biopsie (Entnahme von Gewebeprobe(n)), Bestrahlung (Brachytherapie), Lasertherapie und Kryotherapie werden Sonden unter Kontrolle eines Computer-Tomogramms, im folgenden CT genannt, im Tumorgewebe positioniert. Sowohl der richtige Einstichkanal (Position und Richtung der Sonden) als auch die Sondenverteilung im Tumor sind für die Qualität der Therapie entscheidend.

2. Bei der Positionierung von Patienten für die die Bestrahlung von Tumoren ist für den Erfolg der Strahlentherapie wichtig, dass der Patient während der radiologischen Behandlung in der gleichen Position und Orientierung, wie er sie bei der Bestrahlungsplanung inne hatte, gelagert wird.

3. Für die Wiederholungen der Bestrahlung während einer andauernden Therapie muss der Patient wiederum die gleiche Position und Orientierung einnehmen, um einen optimalen Behandlungserfolg, nämlich die Vernichtung des Tumors bei gleichzeitiger Schonung des gesunden Gewebes, zu erreichen. Auch bei einer anfänglich korrekten Lagerung des Patienten kann dieser bei einer unterbliebenen oder nicht optimalen Fixierung bewusst oder unbewusst Bewegungen ausführen, die eine nicht mehr optimale Bestrahlung des Tumorgewebes sondern auch eine starke Schädigung des gesunden Gewebes zur Folge haben.

4. Behandlungen im Thoraxbereich erfordern eine Registrierung der Bewegung während der Atmung oder zur Kontrolle eines wiederkehrenden Atemzustandes.

[0001] Für die vier oben genannten und für weitere Anwendungen kann man infrarotbasierte stereoskopische Verfahren verwenden. Stereoskopische Verfahren zeichnen sich durch eine hohe Positioniergenauigkeit und einfache Handhabung aus. Stereoskopische Verfahren mit zwei Kameras haben aber zwei wesentliche systembedingte Nachteile.

1. Das Überwachungsvolumen wird aus dem dreidimensionalen Schnitt der Sichtbereiche der beiden Einzelkameras gebildet. Daher entsteht ein räumlich eng begrenzter Arbeitsbereich, in dem eine Navigation stattfinden kann (Abb. 1). Wird dieses Überwachungsvolumen mit dem Tracker verlassen oder befinden sich Landmarken außerhalb dieses Überwachungsvolumens, kann keine Navigation oder Rekonstruktion des Landmarkenmodells mehr durchgeführt werden.

2. Wird die Sicht auf die verwendeten Infrarot-Leuchtdioden für eine oder beide Kameras verstellt, versagt die Rekonstruktion der räumlichen Information aus den Stereobildern vollständig. Eine Verdeckung der Sicht kann beispielsweise durch den Körper des Therapeuten selbst während einer Behandlung oder auch durch die therapeutisch bedingten Positionen der Landmarken

auf dem Körper des Patienten durch den Patienten selbst (Abb. 2) erfolgen.

[0002] Diese Nachteile kann man umgehen, indem man mehr als zwei Kameras, die aus verschiedenen Raumrichtungen das Arbeitsvolumen überwachen, verwendet (Abb. 3a und Abb. 3b).

Würdigung des gegenwärtigen Standes der Technik

[0003] Infrarotmeßsysteme können die Position von Infrarotleuchtdioden oder von Infrarotreflektoren im Raum messen. Durch die Befestigung von mindestens drei Dioden an einem chirurgischen Instrument können deren Positionen von mindestens zwei infrarotempfindlichen Kameras im Submillimeterbereich bestimmt werden. Diese Technik wird hauptsächlich in der Neurochirurgie als auch in der Mundkiefer- und Gesichtschirurgie zur Navigation angewendet [1, 2, 3].

[0004] Nachteilig wirkt sich bei den stereoskopischen Verfahren der optisch bedingte Sichtkontakt beider Kameras mit aktiven oder passiven Landmarken auf die Position und den Bewegungsraum des Therapeuten, auf die Orientierung des Trackers für Biopsienadeln während der Navigation und auf die räumliche Anordnung von Landmarken auf der Patientenoberfläche aus.

[0005] Zur Vermeidung dieser Nachteile wurde ein tetraoptisches Kamerasystem entwickelt. Es ergänzt das bewährte stereooptische Verfahren mit der Möglichkeit, Bilder aus unterschiedlichen Raumrichtungen aufzunehmen und auszuwerten. Dadurch wird einerseits das Überwachungsvolumen bei gleichen Kameraparametern deutlich vergrößert, andererseits können bei Verdeckungen der Leuchtdioden durch den Therapeuten während der Navigation von Biopsienadeln oder der Landmarken auf der Patientenoberfläche bei der Patientenrepositionierung aus den vier Kamerabildern paarweise Korrespondenzen der Abbildungen der einzelnen Leuchtpunkte hergestellt werden. Es müssen in den einzelnen Bildern nicht, wie bei einem binokularen Kamerapaar notwendig, alle Leuchtpunkte in beiden Bildern vorhanden sein. Vielmehr gelingt die Rekonstruktion der Positionen der Leuchtpunkte im dreidimensionalen Raum auch, wenn in den einzelnen Bildern nur ein Teil der Anzahl der Leuchtpunkte erfasst wird. Allerdings muss jede Leuchtdiode in wenigstens zwei Kamerabildern abgebildet sein.

Aufgabenstellung

[0006] Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zu entwickeln, das aus mehr als zwei Stereobildern, in denen eine bestimmte Anzahl n von Leuchtpunkten ($1 \leq n \leq N$) aus einer bekannten Anzahl N eines dreidimensionalen bekann-

ten Punktemodells $P = \{P_i | P_i \in \mathbb{R}^3, i = 1, \dots, n\}$ abgebildet sind, die dreidimensionale Punkteanordnung rekonstruiert und die Position und Orientierung des rekonstruierten Punktemodells bezüglich des bekannten Punktemodells ermittelt. Das bekannte Punktemodell repräsentiert das im folgenden beschriebene Trackermodell oder Landmarkenmodell.

[0007] Ziel dieses Verfahrens ist unter anderem die Unterstützung des Arztes, eines Therapeuten oder eines medizinischen Assistenten, im folgenden Behandelnder genannt, bei der Biopsie oder Sondenpositionierung im Tumor mithilfe eines mit Infrarotleuchtdioden bestückten Trackers, **Abb. 4**, (Trackermodell, $T = \{T_i | T_i \in \mathbb{R}^3, i = 1, \dots, n\}$) oder die Unterstützung des Behandelnden mithilfe von am Körper des Patienten angebrachten Landmarken mit Infrarotleuchtdioden oder infrarot-empfindliche Reflektoren (Landmarkenmodell, $L = \{L_i | L_i \in \mathbb{R}^3, i = 1, \dots, n\}$) bei der Registrierung der Position von Patienten für eine Bestrahlungsplanung, oder die Unterstützung des Behandelnden bei der Repositionierung des Patienten für die wiederholte Bestrahlung während einer Strahlentherapie, oder die Bewegungsüberwachung eines Patienten während einer einzelnen Bestrahlung oder für die Kontrolle der Atembewegung des Patienten während weiterer medizinischer Behandlungen.

Lösungsweg

[0008] Zur Lösung der oben beschriebenen Aufgabenstellungen werden als Aufnahmesensoren mehr als zwei CCD-Kameras, vorzugsweise vier CCD-Kameras, verwendet. Die Kameras werden mit geeigneten optischen Achsen in einer räumlich verteilten Anordnung, vorzugsweise in einer rechteckigen Anordnung verwendet (**Abb. 5**). Die optischen Achsen sind auf das Arbeitsvolumen des Therapeuten, das ist im allgemeinen das Innere des Patientenkörpers, gerichtet. Die Kameras werden zur Unterdrückung des sichtbaren Wellenlängenbereichs mit Ausnahme des nahen Infrarotbereichs mit entsprechenden optischen Langpassfiltern ausgerüstet. Die Kameras werden untereinander synchronisiert, so dass mit allen Kameras zeitgleiche Aufnahmen aufgenommen werden. Die Kameras können mit einem Single-Plane-Verfahren oder mit einem Multi-Plane-Verfahren kalibriert werden.

[0009] Die Kalibrierung der Kameras erfolgt bezüglich ihrer Position und ihrer Orientierung im Raum, der Bildweiten der Objektive und einer möglichen radialsymmetrischen Verzerrung der Abbildungen durch die Objektive [4, 5, 6].

[0010] Zur freihändigen Führung und Navigation von Sonden, Biopsienadeln oder anderen chirurgischen Instrumenten, im folgenden Instrumente genannt, dient ein mit mindestens drei im infraroten Wellenlängenbereich emittierenden Leuchtdioden

bestückter Sondenhalter als Sender. Die räumliche Anordnung der Leuchtdioden des Trackers bildet das mathematische Modell einer Punkteanordnung [7, 8, 9]. Die Tracker können in verschiedenen Ausführungen bezüglich der Verteilung der Leuchtdioden, bezogen auf das Instrument, hergestellt werden [10].

[0011] Für die Anwendung zur Positionsregistrierung und Repositionierung von Patienten, zur Bewegungsüberwachung und zur Atembewegungskontrolle werden mit Infrarotleuchtdioden ausgerüstete Landmarken (**Abb. 6**) oder infrarot-empfindliche Reflektoren verwendet. Die Landmarken oder Reflektoren werden auf der Oberfläche des Patienten angebracht. Sie werden im CT abgebildet und extrahiert und bilden ein bekanntes dreidimensionales Landmarkenmodell. Gleichzeitig sind die Leuchtdioden der Landmarken oder das von den Reflektoren reflektierte infrarote Licht mit den CCD-Kameras sichtbar. Die räumliche Anordnung der Landmarken bzw. der Leuchtdioden der Landmarken oder die Mittelpunkte der Reflektoren bilden wiederum das mathematische Modell einer Punkteanordnung. Aus den Stereobildern kann die Position und die Orientierung des Punktemodells bezogen auf ein Raumkoordinatensystem bestimmt werden.

Definition der Neuheiten

[0012] Gegeben sind zeitgleich aufgenommene Kamerabilder von einer Anzahl k Kameras mit $k \geq 2$. Diese k Kameras repräsentieren

$$\frac{k^2 - k}{2}$$

Stereokamerapaare.

[0013] Es ist keine eindeutige Zuordnung der Abbildungen der Leuchtdioden zwischen den einzelnen Kamerabildern bekannt, d. h. ein Matching korrespondierender Punkte ist nicht möglich. Die Berechnung der Punktmodelle (Trackermodell oder Landmarkenmodell) geschieht nach folgender Vorschrift:

1. Es werden nun aus den Bildern aller

$$\frac{k^2 - k}{2}$$

Stereokamerapaare jeweils alle n_1 Punkte des einen Bildes mit allen n_2 Punkten des anderen Bildes kombiniert und die Projektionsstrahlen aus der Linsenmitte durch die entsprechenden Bildpunkte gebildet. Die Projektionsstrahlen passieren untereinander in einem gewissen euklidischen Abstand, wobei der Abstand der Projektionsstrahlen korrespondierender Punkte besonders klein ist.

2. Unterschreiten die euklidischen Abstände der Projektionsstrahlen einen vorgegebenen Schwellwert T_1 , so können korrespondierende Punkte in

den Kamerabildern vorliegen. Es werden die Mitten der minimalen Abstände der Projektionsstrahlen als ein berechneter Punkt im dreidimensionalen Raum gewertet.

3. Da die einzelnen Leuchtdioden in den Bildern mehrerer Kameras abgebildet sein können, berechnet man aus unterschiedlichen Stereokamerapaaaren bis auf physikalisch begründete Messabweichungen gleiche Raumpunkte mehrmals. Es werden also Punkte im dreidimensionalen Raum, deren euklidische Distanzen unter einem vorgegebenen Schwellwert T_2 liegen, in ihrem gemeinsamen Schwerpunkt zusammengefasst.

4. Nach diesen Schritten sollten im Idealfall genau N berechnete Punkte im dreidimensionalen Raum übrig bleiben. Aufgrund von Ungenauigkeiten einzelner Kameraparameter durch die Kamerakalibrierung oder aufgrund von Messungenauigkeiten bei der Bildauswertung können auch geringfügig mehr als N berechnete Punkte übrig bleiben. Sei die Menge der übrig gebliebenen Punkte M . In diesem Fall werden aus den M Punkten alle Untermengen mit N Punkten gebildet.

5. Die N berechneten Punkte bzw. alle Untermengen aus M werden nun an das bekannte Punktmodell mit den folgenden Schritten angepasst

5.1 Die Untermenge und das bekannte Punktmodell werden beide mit ihrem Schwerpunkt in den Koordinatenursprung verschoben. Die Untermenge und das Punktmodell stimmen nun mit ihren Schwerpunkten überein.

5.2 Aus der Untermenge und aus dem Punktmodell wird jeweils ein definierter Punkt P_{1U} bzw. P_{1P} ausgesucht, beispielsweise die Punkte mit den größten euklidischen Abständen zum Schwerpunkt. Werden keine Punkte P_{1U} bzw. P_{1P} gefunden, für die die Differenz ihrer Abstände zum Schwerpunkt kleiner als eine Schwelle T_3 ist, so wird die Suche in dieser Untermenge abgebrochen.

5.3 Es wird die Rotationsachse durch den gemeinsamen Schwerpunkt der Untermenge und des Punktmodells senkrecht zur Ebene, die durch den Schwerpunkt und den beiden ausgewählten Punkten P_{1U} bzw. P_{1P} gebildet wird, gesucht.

5.4 Es wird der Rotationswinkel bestimmt, mit dem sich die Vektoren aus dem Schwerpunkt zu den beiden ausgewählten Punkten P_{1U} bzw. P_{1P} zur Deckung bringen lassen. Mit diesem Rotationswinkel werden alle Punkte der Untermenge um die Rotationsachse gedreht. Die Untermenge und das Punktmodell stimmen nun mit ihren Schwerpunkten und mit den Vektoren zu den ausgewählten Punkten P_{1U} und P_{1P} überein.

5.5 Aus dem Punktmodell wird ein weiterer Punkt P_{2P} ausgesucht, beispielsweise der Punkt mit dem größten euklidischen Abstand A_1 zum Punkt P_{1P} . Aus der Untermenge wird nun ein Punkt P_{2U} mit annähernd gleichem euklidischen

Abstand A_2 zum Punkt P_{1U} gesucht. Wird kein Punkt P_{2U} gefunden, für den die Differenz $d = |A_2 - A_1|$ kleiner als die Schwelle T_3 ist, so wird die Suche in dieser Untermenge abgebrochen.

5.6 Es wird die Rotationsachse durch den gemeinsamen Schwerpunkt der Untermenge und des Punktmodells senkrecht zur Ebene, die durch den Schwerpunkt und den beiden ausgewählten Punkten P_{2U} bzw. P_{2P} gebildet wird, gesucht.

5.7 Es wird der Rotationswinkel bestimmt, mit dem sich die Vektoren aus dem Schwerpunkt zu den beiden ausgewählten Punkten P_{2U} bzw. P_{2P} zur Deckung bringen lassen. Mit diesem Rotationswinkel werden alle Punkte der Untermenge um die Rotationsachse gedreht. Die Untermenge und das Punktmodell stimmen nun mit ihren Schwerpunkten, mit den Vektoren zu den ausgewählten Punkten P_{1U} und P_{1P} und mit den Vektoren zu ausgewählten Punkten P_{2U} und P_{2P} überein.

5.8 Es wird die Summe

$$A = \sum_{i=1}^{i=N} (P_{iU} - P_{iP})^2$$

der euklidischen Abstände aller Punkte der Untermenge zu den entsprechenden Punkten des Punktmodells gebildet. Stimmen die Geometrien der Punktmenge bzw. eine der Untermengen mit dem bekannten Punktmodell überein, bildet die Summe A ein Minimum und die richtige Menge oder Untermenge an Punkten wurde gefunden.

6. Aus den Translationsvektoren der Verschiebung der Schwerpunkte des bekannten Punktmodells und der berechneten Punktmenge und aus den beiden Rotationswinkeln erhält man die Transformationsvorschrift für eine rigide Transformation der berechneten Punktmenge auf das bekannte Punktmodell.

[0014] Das vorgenannte Verfahren ist anwendbar auf ein Kamerasystem mit mehr als zwei Kameras. Die Anzahl der Punkte des gesuchten Punktmodells ist nicht nach oben beschränkt. Die Modelle lassen sich aufgrund der mit geringen Messfehlern behafteten Messungen nicht exakt mit dem bekannten Punktmodell zur Deckung bringen. Daher wird die Summe A der euklidischen Abstände nicht Null sondern bildet ein Minimum.

Literaturangaben

- [1] I.M. Germano, J.V. Queenan: Clinical Experience with Intracranial Brain Needle Biopsy Using Frameless Surgical Navigation, in Computational Aided Surgery 3(1), p. 33-39, 1998
- [2] R. Marmulla, H. Niederdelmann: Computer-assisted Bone Segment Navigation, in Journal of Cranio-maxillofacial Surgery 26(6), p. 347-359, Dec. 1998

- [3] T. Morioka, S. Nishio, K. Ikezaki, Y. Natori, T. Inamura, H. Muratani, M. Muraishi, K. Hisada, F. Mihara, T. Matsushima, M. Fukui: Clinical Experience of Image-guided Neurosurgery with a Framelass Navigation System, in: No Shinkei Geka 27(1) p. 33-40, Jan. 1999
- [4] R. Tsai: An Efficient and Accurate Camera Calibration Technique for 3 D Machine Vision, in: Proc. Computer Vision and Pattern Recognition, IEEE, Miami Beach, 1986
- [5] R. Lenz: Linsenfehlerkorrigierte Eichung von Halbleiterkameras mit Standardobjektiven für hochgenaue 3 D Messungen in Echtzeit, in: Mustererkennung 1987, 9. DAGM-Symposium, 1987
- [6] S. Posch: Automatische Tiefenbestimmung aus Grauwertbildern, Deutscher Universitäts-verlag, 1990
- [7] Richter D., Straßmann G., Harm M.: Ein dreidimensionales Sondennavigationssystem für die extrakranielle Brachytherapie in der Strahlentherapie, Bildverarbeitung für die Medizin 2001, Medizinische Universität Lübeck, Informatik aktuell, Springer Verlag, 2001
- [8] Richter D., Straßmann G., Glasberger A., Harm M.: Three-Dimensional Navigation of Biopsy Needles for Medical Applications, 16th Biennial International EURASIP Conference BIOSIGNAL 2002, Brno University of Technology, VUTIU Press, 2002
- [9] Richter D., Straßmann G., Becker R., Glasberger A., Gottwald S., Keszler T. Visualisierung einer 3D-Sondennavigation zur Nadelpositionierung in Tumoren im CT-Datensatz für die interstitielle Brachytherapie, Bildverarbeitung für die Medizin 2003, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen, Informatik aktuell, Springer Verlag, 2003
- [10] Offenlegungsschrift DE 101 09 310 A1, Deutsches Patent- und Markenamt, 2001

Patentansprüche

1. Verfahren und Vorrichtung zur Navigation von chirurgischen Instrumenten zur Unterstützung bei chirurgischen Eingriffen, insbesondere auf dem Gebiet der Radiologie und Brachytherapie, zur Positionsregistrierung mithilfe von Landmarken bei der Bestrahlungsplanung, zur Repositionierung bei der Durchführung von Bestrahlungen zur Tumorbekämpfung, bei der Bewegungsüberwachung von Patienten und zur Atembewegungskontrolle bei chirurgischen Eingriffen und Behandlungen im Thoraxbereich, bestehend aus

- einem oder mehreren Computern (PC), von denen mindestens einer mit Bildverarbeitungskomponenten erweitert ist (Abb. 7),
- mehr als zwei infrarotempfindlichen Bildaufnahmesensoren, die mit festem räumlichen Bezug an einen CT- oder MR-Tomographen gekoppelt sind (Abb. 7),
- einer Navigationseinrichtung (Tracker, Abb. 4), an der mindestens drei im infraroten Wellenlängenbereich emittierenden Leuchtdioden fest gekoppelt sind

oder die im infraroten Wellenlängenbereich einstrahltes Licht reflektieren und an der chirurgische Instrumente mechanisch befestigt werden können (Abb. 7),

- Landmarken, die auf der Oberfläche von Patienten oder an mechanischen Fixierungen, die mit dem Patienten verbunden sind, angebracht sind und die mit im infraroten Wellenlängenbereich emittierenden Leuchtdioden fest gekoppelt sind, oder die mit infrarot-empfindlichen Reflektoren ausgerüstet sind und die im CT- oder MRT-Bilddatensatz segmentiert werden können.

- einer Umschalteneinrichtung, die manuell bedient oder durch einen Computer gesteuert werden kann und die eine Umschaltung der Stromversorgung zu den Leuchtdioden des Trackers, der Landmarken oder der infraroten Beleuchtungseinrichtung bewerkstelligt,

dadurch gekennzeichnet, dass

- Mittel zur Kalibrierung der Bildaufnahmesensoren vorhanden sind,
- Mittel zur Segmentierung, Kennzeichnung oder Extraktion ausgewählter anatomischer Gewebestrukturen in Datensätzen manuell oder mithilfe der digitalen Bildverarbeitung vorhanden sind und
- Mittel zur Segmentierung der Abbildungen der Leuchtdioden oder Reflektoren in den Bildern der Aufnahmesensoren vorhanden sind.

2. Navigationssystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass mit einem Bildverarbeitungsprogramm aus dreidimensionalen Volumenbilddaten operative Zugangswege zu auswählbaren anatomischen Gewebestrukturen unter Umgehung von Risikostrukturen berechnet und visualisiert oder manuell eingezeichnet und visualisiert werden können.

3. Navigationssystem nach Anspruch 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, dass an dem Patienten oder Probanden mindestens drei, mit der Körperstruktur fest verbundene, im infraroten Wellenlängenbereich emittierende Leuchtdioden oder infrarot-empfindliche Reflektoren vorhanden sind, die mit einem Tomographen aufgezeichnet werden und die mit Methoden der digitalen Bildverarbeitung aus einem Tomogramm extrahiert werden können, um die Lage anatomischer Strukturen des Patienten bezogen auf die Landmarken oder Reflektoren eindeutig bestimmen zu können.

4. Navigationssystem nach Anspruch 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die an dem Patienten oder Probanden mit der Körperstruktur fest verbundenen Leuchtdioden oder Reflektoren mit den am Tomographen fest verbundenen Bildaufnahmesensoren aufgezeichnet werden, um die Lage der extrahierten anatomischen Strukturen des Patienten, bezogen auf die aktuelle Patientenlage unter den Bildaufnahmesensoren eindeutig definieren zu können.

5. Navigationssystem nach Anspruch 1 bis 2, dadurch gekennzeichnet, dass die mit dem Tracker fest gekoppelten Leuchtdioden mit den am Tomographen fest verbundenen Bildaufnahmesensoren aufgezeichnet werden, um die Lage der Leuchtdioden, bezogen auf die Bildaufnahmesensoren eindeutig definieren zu können.

6. Navigationssystem nach Anspruch 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass aus den Abbildungen aller oder eines Teils der Leuchtdioden oder Reflektoren der Landmarken mit der erfindungsgemäß unter dem Abschnitt „Definition der Neuheiten“ die genaue aktuelle Lage des Landmarkenmodells in Bezug auf ein definiertes Koordinatensystem berechnet wird.

7. Navigationssystem nach Anspruch 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass aus den Abbildungen aller oder eines Teils der Leuchtdioden des Trackers mit der erfindungsgemäß unter dem Abschnitt „Definition der Neuheiten“ die genaue aktuelle Lage des Trackers (Trackermodell) in Bezug auf ein definiertes Koordinatensystem berechnet wird.

8. Navigationssystem nach Anspruch 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass mit einer Rechenvorschrift aus der Position des Landmarkenmodells nach Anspruch 6 und der Position des Trackermodells nach Anspruch 7 die genaue aktuelle Position und Orientierung des an dem Tracker befestigten chirurgischen Instruments bezüglich der aktuellen Lage der anatomischen aus Anspruch 2 berechnet und visualisiert wird.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

Zeichnungen

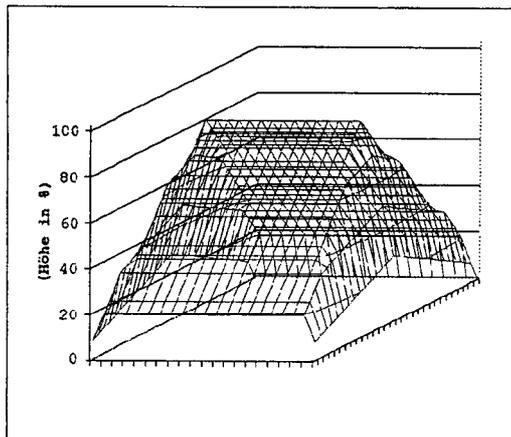


Abb. 1 : Überwachungsvolumen eines Stereokamerasystems, bestehend aus dem dreidimensionalen Schnitt zweier sich schneidenden, rechteckigen Pyramiden.

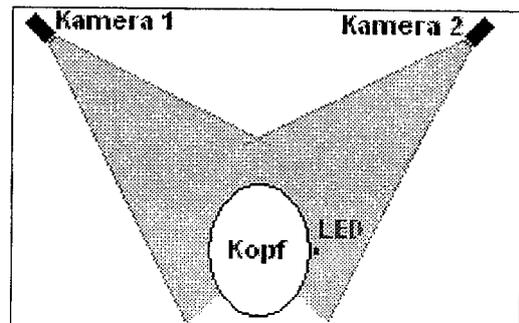


Abb. 2 : Verdeckung einer Landmarke durch den Körper des Patienten. Eine dreidimensionale Rekonstruktion der Position der Landmarke ist nicht möglich.

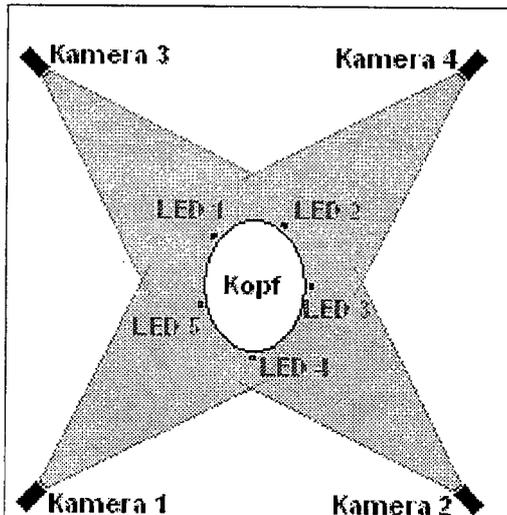


Abb. 3a : Mit der Verwendung von mehr als zwei Aufnahmesensoren, die aus verschiedenen Raumrichtungen das Arbeitsvolumen überwachen, werden alle Landmarken registriert.

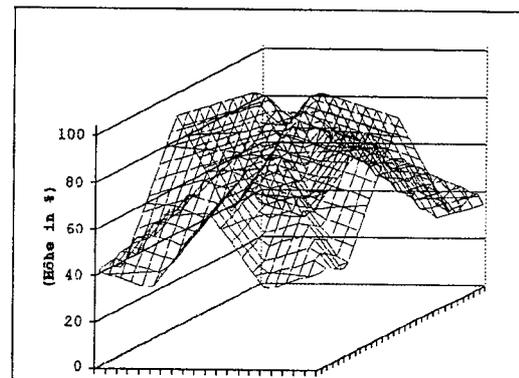
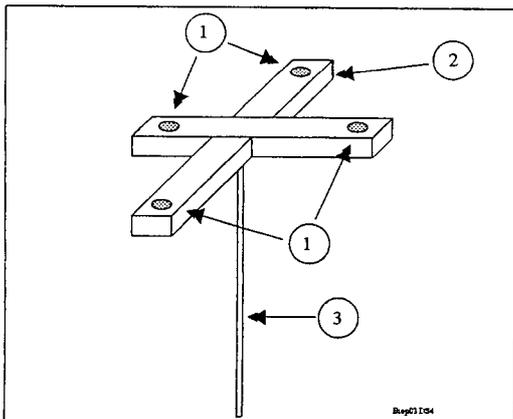


Abb 3b : Mit der Verwendung von vier Aufnahmesensoren wird der Rand des Überwachungsvolumens weit nach aussen gezogen. Es entsteht ein deutlich größerer Arbeitsbereich.



- 1 IR-Leuchtdioden
- 2 Tracker mit 4 IR-LEDs für senkrechten Einstichkanal
- 3 Biopsienadel

Abb. 4 : Tracker für dorsale und ventrale Applikationen mit vier Leuchtdioden. Für Applikation steht die Biopsienadel senkrecht auf der Ebene der Leuchtdioden.

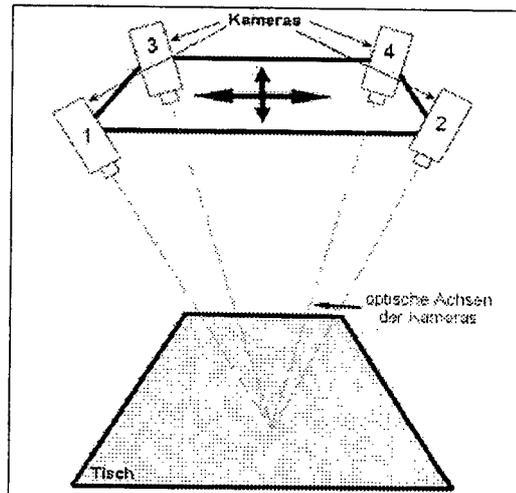


Abb. 5 : Montage von vier Aufnahmesensoren an einem Rahmen, der fest mit einem CT- oder MR-Tomographen verbunden ist.

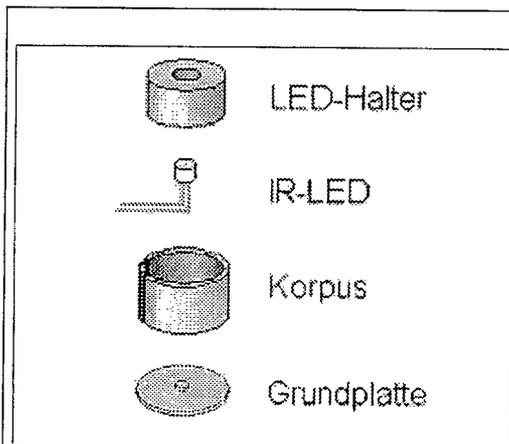


Abb. 6 : Landmarken, bestehend aus einer Grundplatte, dem Korpus mit LED-Halter und einer Infrarotleuchtdiode (LED)

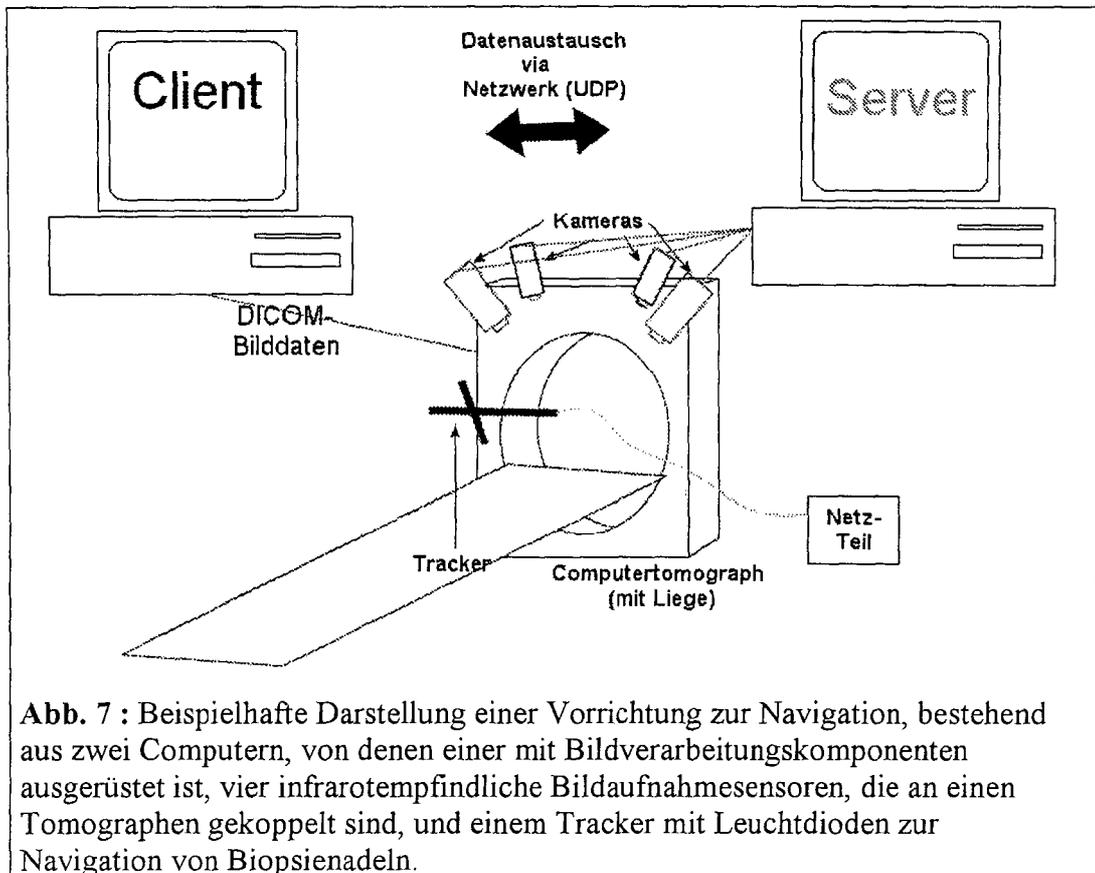


Abb. 7 : Beispielhafte Darstellung einer Vorrichtung zur Navigation, bestehend aus zwei Computern, von denen einer mit Bildverarbeitungs-komponenten ausgerüstet ist, vier infrarotempfindliche Bildaufnahmesensoren, die an einen Tomographen gekoppelt sind, und einem Tracker mit Leuchtdioden zur Navigation von Biopsienadeln.