

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

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
14. September 2006 (14.09.2006)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2006/095221 A2

(51) Internationale Patentklassifikation:
G06T 7/00 (2006.01)

N. V. [NL/NL]; Groenewoudseweg 1, NL-5621 BA Eindhoven (NL).

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/IB2005/054329

(72) Erfinder; und

(22) Internationales Anmeldedatum:
20. Dezember 2005 (20.12.2005)

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **BORGERT, Jörn** [DE/DE]; c/o Philips Intellectual Property & Standards GmbH, Weisshausstr. 2, 52066 Aachen (DE).
KRÜCKER, Jochen [DE/DE]; c/o Philips Intellectual Property & Standards GmbH, Weisshausstr. 2, 52066 Aachen (DE).

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
60/660,648 11. März 2005 (11.03.2005) US

(74) Anwalt: **VOLMER, Georg**; Philips Intellectual Property & Standards GmbH, Weisshausstr. 2, 52066 Aachen (DE).

(71) Anmelder (nur für DE): **PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY & STANDARDS GMBH** [DE/DE]; Stein-damm 94, 20099 Hamburg (DE).

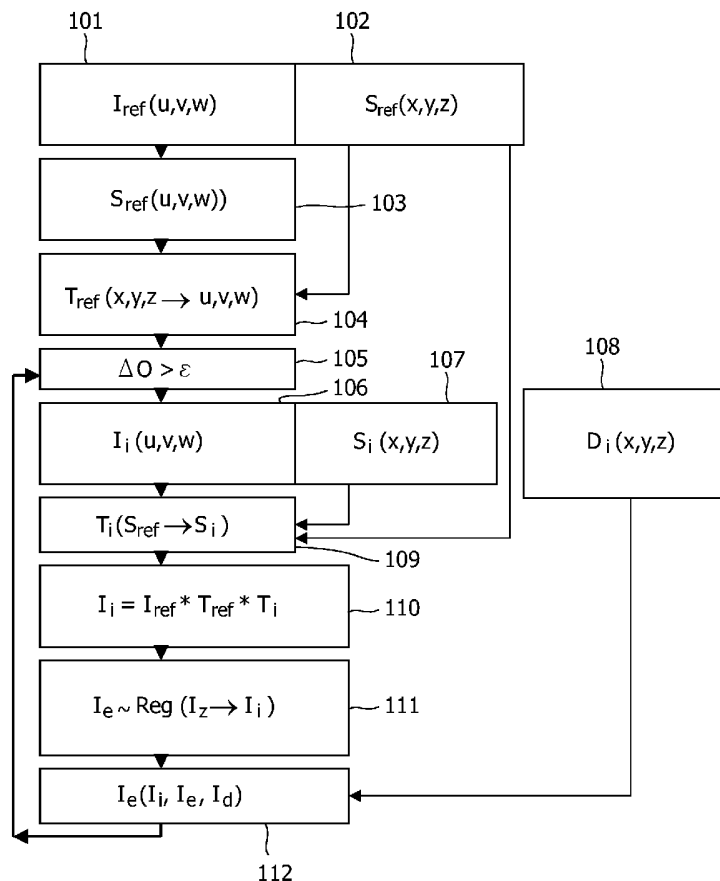
(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV,

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von DE, US): **KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS**

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: IMAGING METHOD

(54) Bezeichnung: BILDGEBENDES VERFAHREN



(57) Abstract: The invention relates to a preferably medical imaging method, whereby two images of an object under investigation with differing image content are combined together. The object under investigation is provided with position sensors measuring the sensor coordinates thereof, so that even with a movement of the object under investigation a correct composite image is generated from said combination. Before combining both images one of the images is recorded over the other image by means of a comparison of the images using the sensor coordinates measured by the position sensors.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein - vorzugsweise medizinisches - bildgebendes Verfahren, bei dem zwei Bilder eines Untersuchungsobjektes mit unterschiedlichen Bildinhalten miteinander kombiniert werden. Um aus dieser Kombination auch bei einer Bewegung des Untersuchungsobjektes ein einwandfreies Kombinationsbild zu erhalten, ist das Untersuchungsobjekt mit Positionssensoren versehen, die ihre Sensorkoordinaten messen. Vor der Kombination der beiden Bilder wird das eine beiden Bilder auf das andere Bild durch Vergleich der Bilder und unter Verwendung der von den Positionssensoren gemessenen Sensorkoordinaten registriert.

WO 2006/095221 A2



LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC,

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

Bildgebendes Verfahren

5

Die Erfindung bezieht sich auf ein bildgebendes Verfahren, vorzugsweise für medizinische Zwecke, auf eine Anordnung zur Durchführung eines solchen Verfahrens und auf ein für diese Anordnung geeignetes Computerprogramm.

Solche bildgebenden Verfahren werden beispielsweise bei

- 10 interventionellen Prozeduren eingesetzt, um chirurgische oder diagnostische Instrumente (beispielsweise Nadeln, Katheter usw.) positionsgerecht in ein vor oder während der Prozedur aufgenommenes Bild des Patienten einzublenden. Damit gelingt es, das Instrument an lebenswichtigen Organen oder Gefäßen vorbei in den Zielbereich zu bringen. Damit man das Instrument in das Bild einblenden kann, sind an dem
- 15 Instrument ein oder mehrere Positionssensoren angebracht, die fortlaufend ihre Sensorkoordinaten, d. h. ihre Position, an eine geeignete Auswerteeinheit weiterleiten. Nachdem die Sensorkoordinaten in Bildkoordinaten transformiert worden sind, kann ein gespeichertes Bild des Instrumentes positionsgerecht in das vom Patienten

20

- Wenn der Patient sich während des Eingriffs bewegt oder sich durch Atmung verformt, verliert die vorher ermittelte Transformation zwischen den Sensorkoordinaten und den Bildkoordinaten ihre Gültigkeit, so daß das Instrument nicht
- 25 mehr positionsgerecht in das Bild des Patienten eingeblendet werden würde. Um dieses zu vermeiden, ist es aus der US-PS 6,246,898 bekannt, auch an dem Patienten Positionssensoren anzubringen und die von ihnen gemessenen Sensorkoordinaten fortlaufend zu überwachen. Bewegt sich nun der Patient, kann eine Transformation berechnet werden, die die Sensorkoordinaten bei Aufnahme des Bildes des Patienten in
- 30 die nach der Bewegung bzw. Verformung resultierenden Sensorkoordinaten überführt. Bei Anwendung der resultierenden Transformation auf das aufgenommene Bild des

Patienten ergibt sich ein verformtes Bild, in dem sich das Instrument nahezu positionsgerecht darstellen lässt.

- Häufig reicht die in einem einzelnen Bild enthaltene Information über den Patienten aber nicht aus, und man möchte die Bildinformation aus zwei
- 5 verschiedenen Bildern des Patienten miteinander kombinieren. Beispielsweise können in einem ersten CT-Bild (CT=Computertomograph) die arteriellen Blutgefäße mit einem Kontrastmittel sichtbar gemacht worden sein, während ein zweites, zu einem späteren Zeitpunkt aufgenommenes CT-Bild die venösen Blutgefäße hervorhebt. Erst recht ergeben sich unterschiedliche und komplementäre Bildinformationen bei
- 10 verschiedenen Modalitäten (Bildgebungssystemen), beispielsweise wenn man ein CT-Bild und ein Ultraschallbild kombiniert, weil diese Modalitäten verschiedene Strukturen im menschlichen Körper unterschiedlich gut darstellen können. Kombiniert man daher solche Bilder miteinander, entsteht ein Kombinationsbild, das mehr Bildinformationen enthält als jedes der Einzelbilder, aus denen es sich zusammensetzt.
- 15 Es wäre nun denkbar, auch in einem solchen Fall bei der Aufnahme der Einzelbilder Positionssensoren zu verwenden und vor der Überlagerung der beiden Bilder auf das eine Bild eine mathematische Transformation anzuwenden, die die Sensorkoordinaten bei Aufnahme dieses Bildes in die Sensorkoordinaten bei Aufnahme des anderen Bildes überführt. Wenn die Anzahl der Freiheitsgrade, mit der sich das
- 20 objekteneigene Koordinatensystem verschiebt bzw. verformt, wenn sich das Objekt bewegt bzw. verformt, begrenzt wäre, würde eine solche Transformation ausreichen. In der Praxis ist die Veränderung durch Bewegung oder Verformung des Objektes jedoch nicht linear und hat eine unbegrenzte Anzahl von Freiheitsgraden. In diesem Fall kann durch eine begrenzte Anzahl von Positionssensoren die Veränderung eines Bildes nur
- 25 näherungsweise erfasst werden, so daß das Kombinationsbild auch in diesem Fall verwirrende Artefakte enthalten würde.

- Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein bildgebendes Verfahren
- 30 zu schaffen, mit dem sich aus zwei zu verschiedenen Zeitpunkten aufgenommenen Bildern eines Untersuchungsobjektes mit verschiedener Bildinformation auch dann ein Kombinationsbild mit hinreichender Bildqualität erstellt werden kann, wenn sich das Objekt zwischen der Aufnahme der beiden Bilder bewegt bzw. verformt.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein bildgebendes Verfahren mit den Schritten:

- a) Erzeugen eines ersten Bildes (I_{ref}) eines mit Positionssensoren versehenen Untersuchungsobjektes,
- 5 b) Erzeugen eines zweiten Bildes (I_i) des mit Positionssensoren versehenen Untersuchungsobjektes,
- c) Registrieren des einen der beiden Bilder auf das andere Bild durch Vergleich der Bilder und unter Verwendung der von den Positionssensoren gemessenen Sensorkoordinaten,
- 10 d) Kombinieren des registrierten Bildes mit dem anderen Bild und Wiedergabe des Kombinationsbildes.

Mit „Registrieren des einen der Bilder auf das andere Bild durch Vergleich der Bilder“ wird ein bildbasiertes Registrierverfahren bezeichnet, bei dem das eine Bild iterativ transformiert (d. h. verformt) wird, bis das resultierende Bild
15 optimal mit dem anderen Bild übereinstimmt. Der Grad der Übereinstimmung wird ermittelt, indem die geometrisch korrespondierenden Bereiche der Bilder mit einem geeignet gewählten Ähnlichkeitsmaß bewertet werden. Das Ähnlichkeitsmaß kann z.B. der Korrelationskoeffizient, die Mutual Information, oder die absolute Summe der quadrierten Voxel-Differenzen sein. Danach werden die Transformationsparameter
20 variiert. Bei derjenigen Transformation, bei der sich das höchste Ähnlichkeitsmaß ergibt, geht man davon aus, daß die beste Übereinstimmung gegeben ist.

Bildgebende Verfahren dieser Art sind an sich bekannt – z. B. aus der DE-A 19920872 oder aus der Veröffentlichung von C.R. Meyer et al. „Demonstration of accuracy and clinical versatility of mutual information for automatic multimodality
25 image fusion using affine and thin-plate spline warped geometric deformations“, Med Image Anal. 1997 Apr;1(3):195-206. Sie sind zwar am besten geeignet, zwei Bilder aufeinander zu registrieren, jedoch erfordern die Berechnungen – insbesondere bei dreidimensionalen Bildern – außerordentlich viel Zeit, so daß eine Durchführung in Echtzeit auf absehbare Zeit nicht möglich ist. Deshalb sind diese Verfahren bisher nicht
30 für interventionelle Prozeduren eingesetzt worden, bei denen in der Regel eine zügige Durchführung wichtig ist. Die Bewertungsfunktion, die ein Maß für die Übereinstimmung der beiden Bilder bei den verschiedenen Iterationen darstellt, weist

lokale Maxima auf, so daß sich Fehler bei der Registrierung ergeben können, wenn man die Zahl der möglichen Iterationen einschränkt.

Erfindungsgemäß erfolgt das Registrieren aber unter Verwendung der von den Positionssensoren gemessenen Sensorkoordinaten, wodurch die Registrierung wesentlich beschleunigt wird. Die Sensorkoordinaten, die bei der Erzeugung des anderen Bildes des Untersuchungsobjektes gemessen werden, stellen die Positionen dar, in die die Punkte des Untersuchungsobjektes, an denen sich die Positionssensoren befinden, durch die Registrierung transformiert werden. Ohne diese Festlegung würde im Registrierverfahren im allgemeinen alle Voxel des einen Bildes auf eine neue Position transformiert, bis eine optimale Ähnlichkeit mit dem anderen Bild erreicht ist. Dadurch, daß die Transformation im Bereich der mit den Positionssensoren verbundenen Voxel aber entsprechend der in dem anderen Bild gemessenen Sensorkoordinaten vorgegeben wird, wird die Suche nach Transformationen mit optimaler Ähnlichkeit wesentlich eingeschränkt, wodurch das Registrierverfahren wesentlich beschleunigt wird. Es ist dann auch ein Einsatz bei interventionellen Untersuchungen möglich, bei denen es auf eine schnelle Darstellung des Untersuchungsobjektes in einem Kombinationsbild ankommt.

Grundsätzlich wäre es möglich, die bildbasierte Registrierung des einen Bildes auf das andere Bild direkt vorzunehmen. Bei der in Anspruch 2 angegebenen Ausgestaltung der Erfindung ergibt sich ein zweistufiges Registrierverfahren, bei dem in der ersten Stufe das eine Bild rein geometrisch entsprechend der Veränderung der Sensorkoordinaten transformiert wird, woraus ein Zwischenbild resultiert. Dieses Zwischenbild ist eine deutlich bessere Annäherung an das andere Bild als das Bild, aus dem es abgeleitet worden ist. Dieses Zwischenbild ist dann in der zweiten Stufe Gegenstand eines bildbasierten Registrierverfahrens, mit dem es auf das andere Bild registriert wird. Bei dem bildbasierten Registrierverfahren ist die räumliche Veränderung im Zwischenbild im Bereich der Sensorkoordinaten beschränkt – vorzugsweise findet keinerlei Veränderung des Zwischenbildes an den Positionen der Sensoren statt. Da die Positionen der Sensoren aber nur mit endlicher Genauigkeit ermittelbar sind, darf das Zwischenbild auch im Bereich der Sensoren verändert werden – allerdings nur geringfügig im Vergleich zum übrigen Bild. – Da die Unterschiede zwischen dem Zwischenbild und dem anderen Bild geringer sind als die Unterschiede zwischen dem einen und dem anderen Bild, ist die Suche nach der Transformation, die

eine optimale Übereinstimmung ergibt, leichter und die Gefahr einer inkorrekten Lösung des Registrierproblems geringer. Außerdem wird das Registrierverfahren noch weiter beschleunigt.

- Bei der Ausgestaltung nach Anspruch 3 wird (automatisch) eine weitere
- 5 Registrierung mit einem weiteren Bild initialisiert, und zwar dann, wenn sich aus der Veränderung der gemessenen Sensorkoordinaten ergibt, daß das Untersuchungsobjekt sich bewegt bzw. verformt hat. In diesem Fall haben also die Positionssensoren eine Doppelfunktion. Einerseits initialisieren sie die Erzeugung eines weiteren Bildes und eine weitere Registrierung und andererseits wird durch sie das Registrierverfahren
- 10 wesentlich vereinfacht und beschleunigt. Das weitere Bild ist dabei das letzte zuvor erzeugte Bild oder (falls die Bilder nicht in vorgesehener zeitlicher Folge automatisch erzeugt werden) ein Bild, dessen Erzeugung nach der Feststellung einer Veränderung der gemessenen Sensorkoordinaten eingeleitet wird.

- Die Ausgestaltung nach Anspruch 4 betrifft die Anwendung des
- 15 erfindungsgemäßen Verfahrens in einer interventionellen Prozedur. Hierbei wird auch noch das bei der interventionellen Prozedur benutzte medizinische Instrument in das Kombinationsbild eingeblendet.

- Die Ausgestaltung nach Anspruch 5 geht davon aus, daß bei dem Verfahren (zwei) unterschiedliche bildgebende Systeme (Modalitäten) benutzt werden.
- 20 Bei einer interventionellen Prozedur können das beispielsweise ein Computertomograph und ein Ultraschall-Bilderzeuger sein, die komplementäre Bildinformationen liefern, so daß das Kombinationsbild einen höheren Informationsgehalt hat als jedes der beiden Bilder, aus denen es sich zusammensetzt. Jedoch kann die Erfindung auch dann von Nutzen sein, wenn nur eine einzige Modalität
- 25 benutzt wird. Beispielsweise kann in einem ersten (vor einer interventionellen Prozedur aufgenommenen) CT-Bild mit Hilfe eines Kontrastmittels ein Tumor dargestellt sein, der in den im Verlauf der anschließenden Intervention ohne ein Kontrastmittel aufgenommenen CT-Bild nicht mehr sichtbar ist.

- Die Verwendung der Sensorkoordinaten beim Registrieren des einen
- 30 Bildes auf das andere setzt voraus, daß die Lage des Bildkoordinatensystems in Bezug auf das Sensorkoordinatensystem bekannt ist, so daß die gemessenen Sensorkoordinaten durch eine einfache Koordinatentransformation in die Bildkoordinaten überführt werden können (oder umgekehrt). Dies ist auf einfache

Weise durch die Ausgestaltung nach Anspruch 6 möglich, bei der die erforderliche Transformation aus den gemessenen Sensorkoordinaten und den sich aus dem Segmentierungsverfahren ergebenden Bildkoordinaten der Sensoren abgeleitet werden kann. Die Beziehung zwischen Sensorkoordinaten und Bildkoordinaten lässt sich aber
5 auch auf andere Weise ermitteln, z. B. indem man die Raumkoordinaten des Bilderfassungsgerätes und der Sensoren mißt. Wenn die Raumkoordinaten des Bilderfassungsgerätes bekannt sind, ergibt sich aus den Gegebenheiten des bildgebenden Systems auch die Lage der Bildkoordinaten des damit erzeugten Bildes in Bezug auf die Raumkoordinaten.

10 Anspruch 7 gibt eine Anordnung zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens an, und Anspruch 8 betrifft ein Computerprogramm für eine zu dieser Anordnung gehörende Bildverarbeitungseinheit.

 Die Erfindung wird nachfolgend anhand der Zeichnungen näher dargestellt. Es zeigen
15

 Fig. 1 eine Anordnung zur Durchführung des Verfahrens,
 Fig. 2 eine durch Blöcke symbolisierte schematische Darstellung dieser Anordnung,
20 Fig. 3 den Ablauf dieses Verfahrens in einem Blockdiagramm und
 Fig. 4 die von einer Bildverarbeitungseinheit erzeugten bzw. verarbeiteten Bilder.

25 Fig. 1 zeigt einen medizinischen Arbeitsplatz, mit dem das erfindungsgemäße Verfahren im Rahmen einer interventionellen Prozedur durchgeführt werden kann. Mit 10 ist dabei ein (Röntgen-) Computertomograph bezeichnet, der einen Patientenlagerungstisch 12 umfasst, auf dessen in Längsrichtung verschiebbarer Tischplatte 11 sich ein Patient 1 befindet. Der Patient kann von der in der Zeichnung
30 dargestellten Behandlungsposition mit der Tischplatte 11 in eine definierte Bildaufnahmeposition verschoben werden. Die Länge der Strecke zwischen Bildaufnahmeposition und Behandlungsposition ist einstellbar und wird vom System registriert.

Außerdem ist ein Ultraschallgerät 20 mit einem Ultraschallbildgeber 21 vorgesehen, der während der Behandlung mehrere Ultraschallbilder erzeugt. Diese sind dreidimensional – ebenso wie das vom Computertomographen gelieferte Bild. Die vom Ultraschallgerät 20 aufgenommenen Ultraschallbilder und die CT-Bilder werden in einer
5 Workstation 30 miteinander kombiniert, und das resultierende Kombinationsbild wird auf einem Monitor wiedergegeben.

Die interventionelle Behandlung wird mit einem chirurgischen Instrument durchgeführt, z. B. einer Nadel 60, die zu Zwecken der Hochfrequenzablation in einen Tumor des Patienten eingeführt werden soll. Außerdem
10 ist ein System 50, 54 vorgesehen, das ein elektromagnetisches Orten (engl.: tracking) der Nadel 60, des Ultraschallbilderzeugers 21 und des Patienten 1 erlaubt. Das System umfasst eine Anzahl am Patienten befestigter Positionssensoren 51, einen an der Nadel 60 befestigten Positionssensor 52 und zwei rechtwinklig zueinander angeordnete und am Ultraschallbilderzeuger 21 befestigte Positionssensoren 53.

Die Sensoren werden durch Spulen von einigen mm Länge gebildet, die einem Magnetfeld ausgesetzt sind, das sich zeitlich periodisch verändert und dessen Richtung in definierter Weise geändert wird. Dieses wird von einem in definierter Position bezüglich des Computertomographen 10 angeordneten Magnetfelderzeuger 54 erzeugt. Die in den Spulen bzw. den Positionssensoren erzeugten Signale werden einer
15 Registriereinheit 50 zugeführt, die mit der Workstation 30 verbunden ist. Das von einer Spule gelieferte Signal hängt von der Position der Spule im Raum (bzw. in Bezug auf den Magnetfelderzeuger 54) ab und ändert sich außerdem bei einer Schwenkung der Spule um eine zur Spulenachse senkrechte Achse. Auf eine Schwenkung bzw. Drehung der Spule um ihre Längsachse spricht das Signal nicht an. Aus dem Spulensignal lässt
20 sich somit u. a. die Lage der Spule im Raum (d. h. die Sensorkoordinaten) ableiten. Die beiden senkrecht zueinander am Ultraschallbildgeber 21 angeordneten Spulen 53 legen somit die Ortskoordinaten und die Orientierung in allen drei Raumrichtungen fest.

Positionserfassungssysteme dieser Art sind bekannt und z. B. unter der Bezeichnung Aurora der Firma Northern Digital Inc. (in Waterloo, Kanada) erhältlich.
30 Anstelle eines solchen Positionsmeßsystems können jedoch auch andere Positionsmeßsysteme eingesetzt werden, beispielsweise optische Systeme mit Licht emittierenden Dioden, deren Lage von im Raum verteilten Lichtempfängern gemessen wird.

Eine interventionelle Prozedur wird dadurch eingeleitet, daß der Patient 1 mit einer Anzahl von Positionssensoren 51 versehen wird. Die Tischplatte 11 wird dann von der Behandlungsposition in die Aufnahmeposition und nach Erstellung eines dreidimensionalen CT-Bildes wieder in die Behandlungsposition zurückgefahren. Fig. 5 4b zeigt – beispielhaft und schematisch – das resultierende CT-Bild. Man erkennt im Vergleich zu Fig. 4a, die den für die Behandlung relevanten Bereich komplett darstellt, daß nur einige der anatomischen Strukturen gut dargestellt werden, darunter ein Tumor 41, während andere Strukturen, z. B. die Blutgefäße nur ungenügend dargestellt werden. Das in der Behandlungsposition mit Hilfe des Ultraschallbildgebers erzeugte 10 dreidimensionale Bild hingegen, das in Fig. 4c schematisch dargestellt ist, stellt die Blutgefäße und andere anatomische Strukturen – jedoch nicht den Tumor 41 – mit ausreichender Qualität dar. Es wird dann – in noch zu erläuternder Weise – ein Kombinationsbild erzeugt, das Bildinformation sowohl aus dem CT-Bild als auch aus dem Ultraschallbild enthält.

15 Der Chirurg kann dann anhand des Bildes planen, wo und unter welchem Winkel er die Nadel 60 am besten in den Patienten einführen kann, ohne lebenswichtige Gefäße oder Organe zu verletzen. Er führt dann die Nadel 60 entsprechend seiner Planung in den Patienten ein und stellt auch diese in dem Kombinationsbild dar. Zumindest dann, wenn der Patient sich bewegt oder verformt hat, wird ein weiteres 20 dreidimensionales Ultraschallbild erzeugt, aus dem in Verbindung mit dem CT-Bild ein weiteres CT-Bild erzeugt wird, wenn sich ergibt, daß die Nadelspitze sich dem Tumor nähert.

Fig. 2 zeigt in Form von Blöcken schematisch das Zusammenwirken der Komponenten nach Fig. 1, wobei diese in beiden Bildern mit denselben Bezugszeichen 25 bezeichnet sind. Mit 55 ist dabei das Ensemble der am Patienten befestigten Positionssensoren 51 bezeichnet. Die Sensorsignale werden von der Einheit 50 erfasst und in digitale Sensorkoordinaten umgesetzt, die von der durch die Workstation gebildeten Kontroll- und Bildverarbeitungseinheit 30 weiterverarbeitet werden. Dieser Einheit werden auch die Bilder der bildgebenden System 10 und 20 zugeführt, die nach 30 Weiterverarbeitung zu einem Kombinationsbild auf einem Monitor 40 dargestellt werden können. Auf dem Monitor können aber auch zusätzlich beispielsweise die jeweiligen Ultraschallbilder in Verbindung mit der Nadel 60 dargestellt werden.

Die Einheit 30 ist in zwei Module untergliedert. Das Modul 31 berechnet auf noch zu erläuternde Weise analytische die rigide Transformation zwischen den Sensorkoordinaten zur Zeit der Erfassung des CT-Bilds und den Bildkoordinaten, die den Sensorpositionen zugeordnet sind. Das Modul 35 seinerseits ist in zwei Submodule 32 und 33 unterteilt. Das Submodul 32 analysiert kontinuierlich die Sensorkoordinaten und berechnet bei Veränderungen eine elastische Transformation, die die Sensorkoordinaten bei Aufnahme des CT-Bilds auf die aktuellen Sensorkoordinaten transformiert. Diese Transformation wird auf das CT-Bild angewendet. Das Submodul 33 führt eine bildbasierte Registrierung zwischen dem im Submodul 32 durch die Transformation entstehenden Zwischenbild und dem Ultraschallbild durch.

Das Verfahren wird nachfolgend anhand der Fig. 3 näher erläutert. Im Schritt 101 wird mittels des Computertomographen 10 ein dreidimensionales CT-Bild $I_{\text{ref}}(u,v,w)$. Gleichzeitig werden die Koordinaten der Sensoren $S_{\text{ref}}(x,y,z)$ ermittelt (Block 102). Im Schritt 103 werden die Bildkoordinaten der Sensoren $S_{\text{ref}}(u,v,w)$ durch Segmentierung des CT-Bildes $I_{\text{ref}}(u,v,w)$ ermittelt. Die am Patienten befestigten Sensoren (elektrische Spulen) werden ja in dem CT-Bild dargestellt. Im Schritt 104 wird eine starre (rigide) Transformation T_{ref} ermittelt, durch die die Ortskoordinaten der Sensoren $S_{\text{ref}}(x,y,z)$ in ihre Bildkoordinaten $S_{\text{ref}}(u,v,w)$ überführt werden.

Voraussetzung für diese Transformation ist, daß die Sensorkoordinaten im Bild segmentiert werden können. Wenn dies nicht möglich oder nicht erwünscht ist, können statt dessen auch die Ortskoordinaten des Computertomographen 10 ermittelt werden. Diesen lassen sich dann die Bildkoordinaten des mit dem Computertomographen erzeugten CT-Bildes $I_{\text{ref}}(u,v,w)$ zuordnen, so daß auf diese Weise eine Registrierung zwischen Orts- und Bildkoordinaten möglich wird.

Das Submodul 32 analysiert die von den Sensoren kontinuierlich gemessenen Sensorkoordinaten. Wenn diese Koordinaten von bei der Aufnahme des CT-Bildes gemessenen Koordinaten $S_{\text{ref}}(x,y,z)$ abweichen, liegt eine Bewegung oder eine Verformung des Patienten vor, die im Block 105 registriert wird. Damit wird eine Registrierung des CT-Bildes $I_{\text{ref}}(u,v,w)$ mit einem weiteren Bild initialisiert.

Die Initialisierung führt im Schritt 106 zur Aufnahme eines (weiteren) dreidimensionalen Bildes durch das Ultraschallgerät 20, falls es nicht bereits erzeugt worden ist (Ultraschallbilder können nämlich auch ohne die Initialisierung in regelmäßigen zeitlichen Abständen erzeugt werden). Zwar weichen die Bildkoordinaten

des Ultraschallbildes von den Bildkoordinaten u, v, w des CT-Bildes ab; da jedoch die räumliche Lage des Ultraschallbildgebers 21 mit den Positionssensoren 53 gemessen wird, lassen sich die Bildkoordinaten des Ultraschallbildes in Raumkoordinaten x, y, z überführen. Damit können mit Hilfe der im Schritt 104 ermittelten Transformation die

5 Bildkoordinaten des Ultraschallbildes in die Bildkoordinaten u, v, w des CT-Bildes $I_{\text{ref}}(u, v, w)$ überführt werden.

Die gleichzeitig mit der Aufnahme des entsprechend transformierten Ultraschallbildes $I_i(u, v, w)$ gemessenen Sensorkoordinaten $S_i(x, y, z)$ werden gespeichert (Block 107). Auch die Lage des interventionellen Instruments, d. h. der Nadel 60, bei

10 der Aufnahme des Ultraschallbildes wird mit dem Sensor 52 gemessen und gespeichert (Block 108).

Das CT-Bild $I_{\text{ref}}(u, v, w)$ ist in Fig. 4b dargestellt, während das Ultraschallbild $I_i(u, v, w)$ in Fig. 4c dargestellt ist. Wenn man die beiden Bilder unmittelbar überlagern würde, ergäbe sich das in Fig. 4d dargestellte Bild, das aufgrund

15 der Bewegung bzw. Verformung im besten Falle unscharf, meist aber verwirrend und daher weniger nützlich ist als das CT-Bild oder das Ultraschallbild. Es werden daher im Schritt 109 die Sensorkoordinaten $S_{\text{ref}}(x, y, z)$ bei der Erzeugung der des CT-Bildes mit den Sensorkoordinaten $S_i(x, y, z)$ bei der Erzeugung des Ultraschallbildes registriert, d. h. es wird eine elastische Transformation T_i ermittelt, die die Sensorkoordinaten

20 $S_{\text{ref}}(x, y, z)$ in die Sensorkoordinaten $S_i(x, y, z)$ überführt.

Im Schritt 110 wird die ermittelte Transformation T_i auf das CT-Bild $I_{\text{ref}}(u, v, w)$ angewandt und zusätzlich die im Schritt 104 ermittelte Transformation T_{ref} . Das Ergebnis dieser zweifachen Transformation ist ein Zwischenbild $I_z(u, v, w)$, das in den Positionen der Sensoren dem Ultraschallbild $I_i(u, v, w)$ entspricht und das an allen

25 Positionen zwischen den Sensoren nur eine Annäherung an dieses Bild ist. Dieses transformierte Bild I_z stimmt aber wesentlich besser mit dem Bild I_i überein als das CT-Bild I_{ref} .

Im Schritt 111 erfolgt dann eine bildbasierte Registrierung des Zwischenbildes $I_z(u, v, w)$ auf das Ultraschallbild $I_i(u, v, w)$ mit Hilfe des Submoduls 33.

30 Bei der dafür durchgeführten iterativen Berechnung werden wie üblich die Koordinaten der Bildpunkte des Zwischenbildes iterativ verändert. Die Koordinaten der Sensoren werden dabei jedoch als Fixpunkte betrachtet, deren Lage nicht oder – wegen etwaiger Messungenauigkeiten – nur begrenzt verändert werden darf. Die Registrierung darf

somit nur solche Transformationen zulassen, welche die Positionen der Sensoren im Zwischenbild I_z praktisch nicht verändert.

Dies kann beispielsweise dadurch erreicht werden, daß die zu bestimmende elastische Registrierungstransformation als „thin-plate-spline“ (TPS) beschrieben wird. Bei diesem aus der Veröffentlichung von Meyer et al. In Med Image Anal. 1997 Apr;1(3):195-206 bekannten Verfahren werden feste Kontrollpunkte an den Positionen der Sensoren und eine beliebige Anzahl mobiler Kontrollpunkte zwischen diesen Positionen vorgegeben. Der Optimierungsalgorithmus verändert nur die mobilen Kontrollpunkte, berechnet aber die TPS-Transformation, basierend auf allen (mobilen und festen) Kontrollpunkten. Im Übrigen folgt die Änderung der Kontrollpunkte und die Optimierung der Ähnlichkeit dem bekannten Verfahren.

Das aus der bildbasierten Registrierung hervorgehende Bild I_e weist gegenüber dem Referenzbild I_{ref} , eine solche Verformung auf, daß es optimal mit dem Bild I_i übereinstimmt. Das Bild I_e wird dann mit dem Bild I_i kombiniert (Schritt 112), indem man die Bilder z.B. halbtransparent überlagert, d.h. indem man die Bilder Voxel für Voxel mit einstellbarem Gewicht summiert. In dem so gebildeten und in Fig. 4e dargestellten und weitgehend dem „Idealbild“ nach Fig. 4a entsprechenden Kombinationsbild I_c decken sich die einander entsprechenden anatomischen Strukturen, so daß es keine Bewegungsartefakte aufweist. In das Kombinationsbild I_c wird auch noch die (virtuelle) Darstellung der Nadel eingeblendet. Beim weiteren Verschieben der Nadel verändert diese ihre Lage in dem Kombinationsbild.

Wenn die weiterhin überwachten Sensorkoordinaten deutlich von den bei der Aufnahme des Ultraschallbildes gemessenen Sensorkoordinaten abweichen, liegt eine Bewegung oder Verformung des Patienten, z. B. durch eine Atmung vor, die im Schritt 105 detektiert und registriert wird, und es wird eine Registrierung des CT-Bildes $I_{ref}(u,v,w)$ mit einem weiteren Ultraschallbild (dem jeweils letzten) initialisiert – und erforderlichenfalls die Erzeugung dieses Ultraschallbildes. Die bei der Aufnahme des weiteren Ultraschallbildes gemessenen und gespeicherten Sensorkoordinaten werden für die Registrierung des CT-Bildes I_{ref} mit diesem weiteren Bild in den erneut durchgeführten Schritten 109-112 herangezogen.

PATENTANSPRÜCHE:

1. Bildgebendes Verfahren mit den Schritten:
 - e) Erzeugen eines ersten Bildes (I_{ref}) eines mit Positionssensoren (51) versehenen Untersuchungsobjektes,
 - f) Erzeugen eines zweiten Bildes (I_i) des mit Positionssensoren (51) versehenen Untersuchungsobjektes,
 - 5 g) Registrieren des einen der beiden Bilder auf das andere Bild durch Vergleich der Bilder und unter Verwendung der von den Positionssensoren (51) gemessenen Sensorkoordinaten ($S(x,y,z)$),
 - h) Kombinieren des registrierten Bildes (I_e) mit dem anderen Bild und
 - 10 Wiedergabe des Kombinationsbildes (I_c).
2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Registrieren folgende Schritte umfaßt:
 - a) Ermitteln einer Transformation (T_i), durch die die bei der Erzeugung des
 - 15 einen Bildes (I_{ref}) gemessenen Sensorkoordinaten ($S_{\text{ref}}(x,y,z)$) in die bei der Erzeugung des anderen Bildes (I_i) gemessenen Sensorkoordinaten ($S_i(x,y,z)$) überführt werden,
 - b) Anwendung dieser Transformation auf das eine Bild (I_{ref}) zur Erzeugung eines Zwischenbildes (I_z),
 - c) Bildbasiertes Registrieren des Zwischenbildes (I_z) auf das andere Bild
 - 20 (I_i), wobei die Veränderung im Zwischenbild im Bereich der Sensorkoordinaten beschränkt wird.
3. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die Sensorkoordinaten überwacht werden und wobei bei einer Veränderung der Sensorkoordinaten eine erneute
- 25 Registrierung mit einem weiteren Bild initialisiert wird, wobei die bei dessen Erzeugung gemessenen Sensorkoordinaten in die Registrierung eingebunden werden

und das aus dieser Registrierung hervorgehende Bild zur Erzeugung eines weiteren Kombinationsbildes herangezogen wird.

4. Verfahren nach Anspruch 1, wobei in Verbindung mit einer
5 interventionellen Prozedur die räumliche Lage medizinischer Instrumente (60) mittels daran befestigter, weiterer Positionssensoren (52) gemessen und in dem Kombinationsbild (I_c) dargestellt wird.
5. Verfahren nach Anspruch 1, wobei unterschiedliche bildgebende
10 Systeme (10,20) zur Erzeugung der Bilder des Untersuchungsobjektes vorgesehen sind.
6. Verfahren nach Anspruch 1, wobei durch ein Segmentierungsverfahren die Bildkoordinaten der mit dem Untersuchungsobjekt verbundenen Sensoren (51) in wenigstens einem der Bilder ermittelt werden und eine Transformation (T_{ref}) bestimmt
15 wird, welche die von den Sensoren gemessenen Sensorkoordinaten ($S_{ref}(x,y,z)$) in die Bildkoordinaten dieser Sensoren überführt.
7. Anordnung zur Durchführung eines Verfahrens nach Anspruch 1 mit
 - a) mindestens einem Bilderzeugungssystem (10, 20) zum Erzeugen
20 wenigstens zweier Bilder (I_{ref} , I_i) eines Untersuchungsobjektes (1),
 - b) einer Einrichtung zur Erfassung der von mit dem Untersuchungsobjekt verbundenen Positionssensoren (51) gemessenen Sensorkoordinaten,
 - c) einer Bildverarbeitungseinheit (30) mit Mitteln (31, 32, 33) zum Registrieren des einen der beiden Bilder (I_{ref}) auf das andere Bild (I_i) durch Vergleich
25 der Bilder und unter Verwendung der von den Positionssensoren (51) gemessenen Sensorkoordinaten und mit Mitteln (33) zum Kombinieren des registrierten (I_c) Bildes mit dem anderen Bild (I_i)
 - d) und einer Bildwiedergabeeinheit zur Wiedergabe des Kombinationsbildes (I_c).
- 30 8. Computerprogramm oder Computerprogrammprodukt für eine programmierbare Bildverarbeitungseinheit nach Anspruch 7 zur Verarbeitung zweier

Bilder eines Untersuchungsobjektes und von Sensorkoordinaten, die von im oder am Objekt angeordneten Positionssensoren geliefert werden mit den Schritten:

- a) Registrieren des einen der beiden Bilder auf das andere Bild durch Vergleich der Bilder und unter Verwendung der von den Positionssensoren gemessenen
- 5 Sensorkoordinaten,
- b) Kombinieren des registrierten Bildes mit dem anderen Bild und Wiedergabe des Kombinationsbildes.

1/4

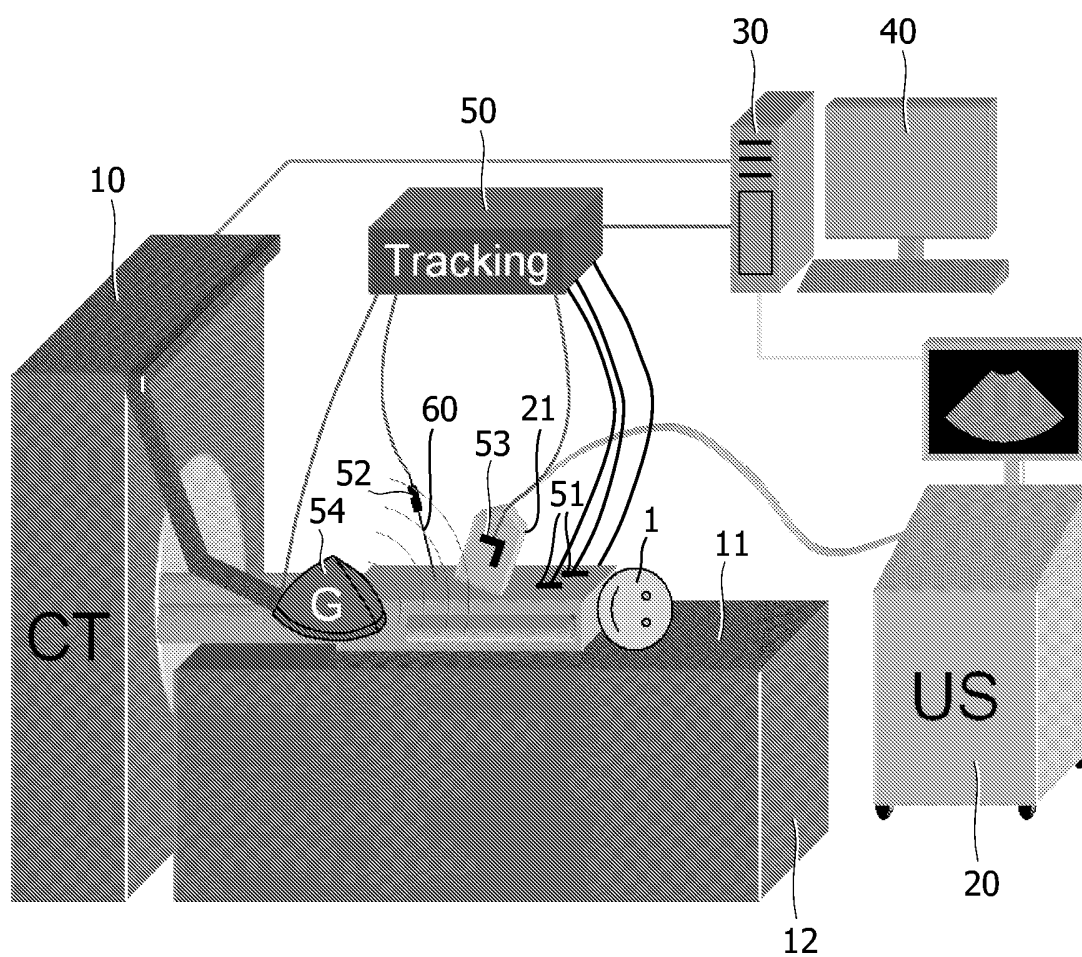


FIG. 1

2/4

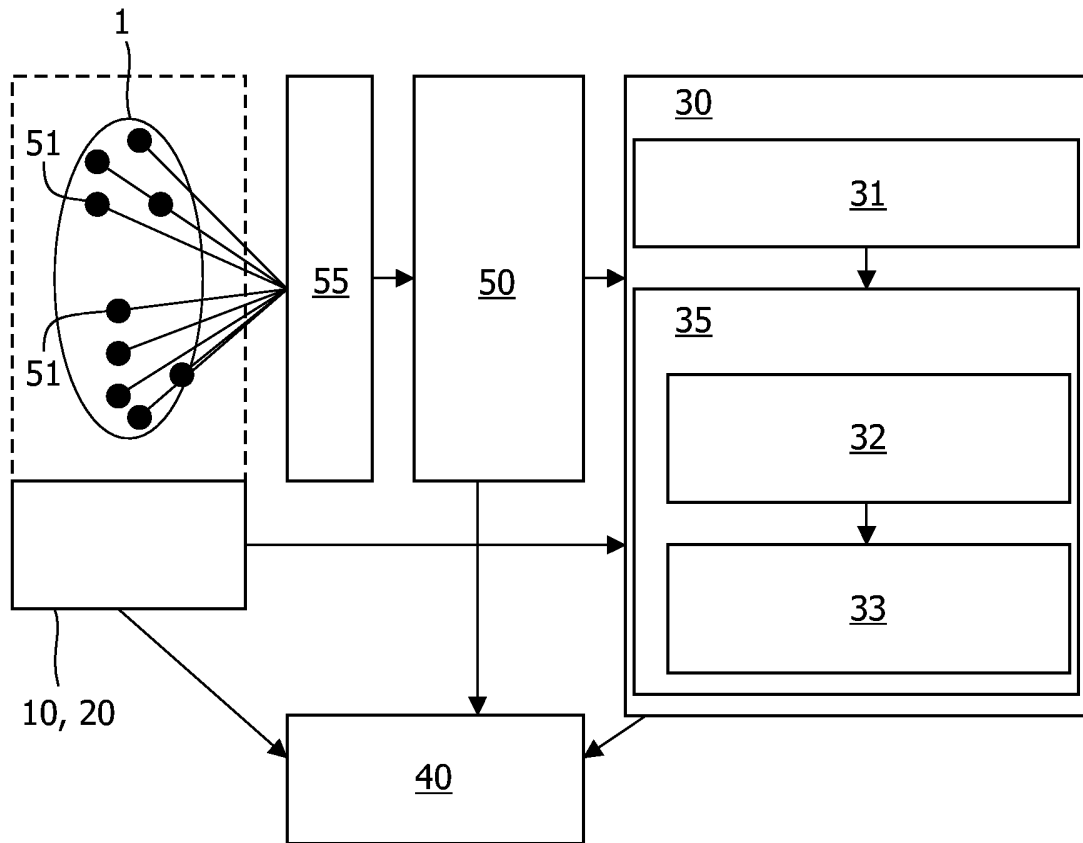


FIG. 2

3/4

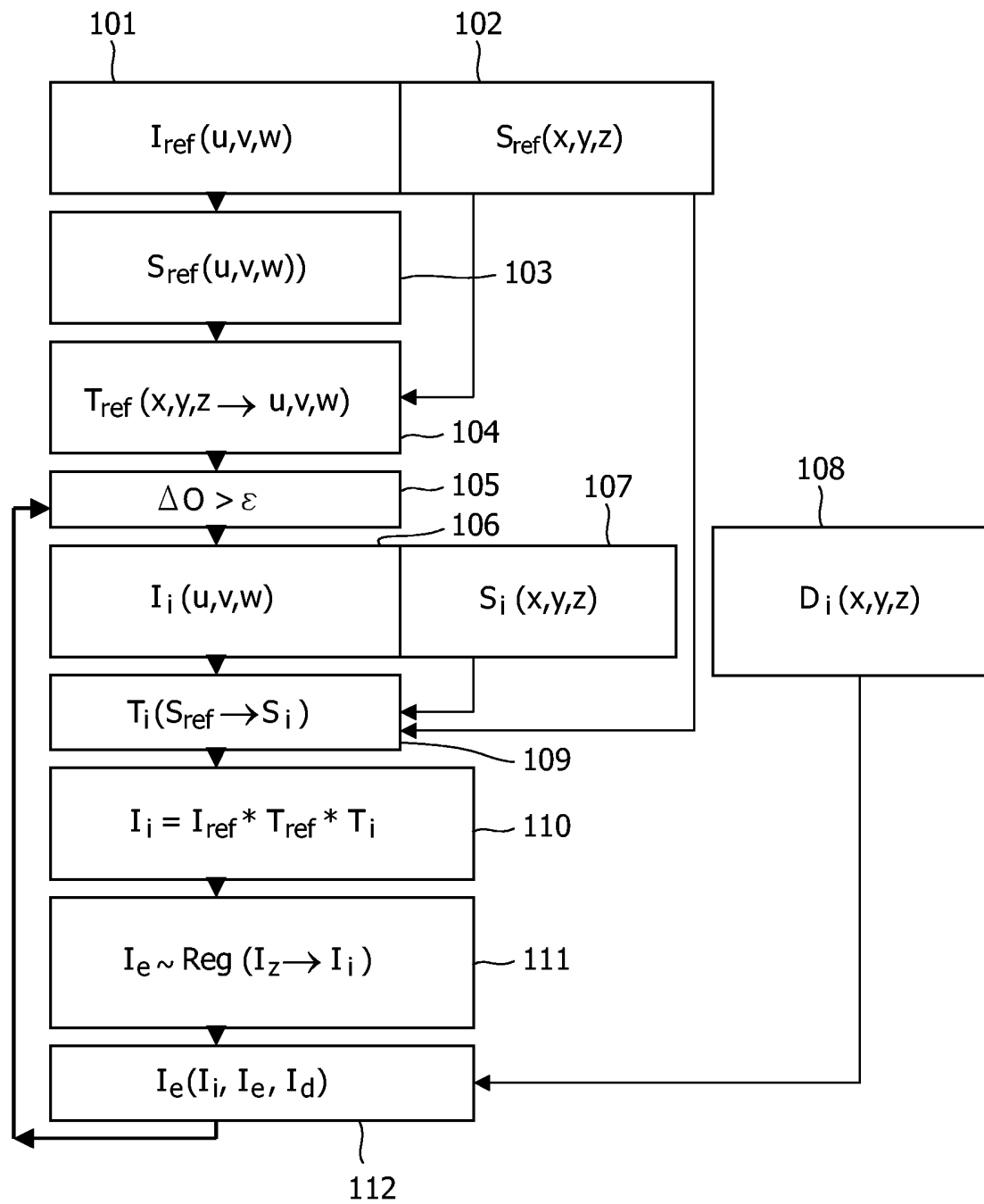


FIG. 3

4/4

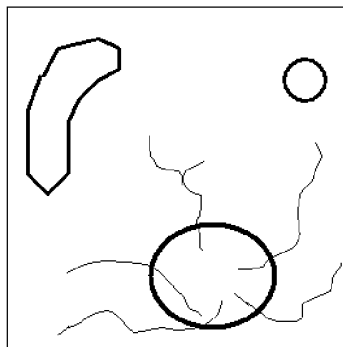


FIG. 4a

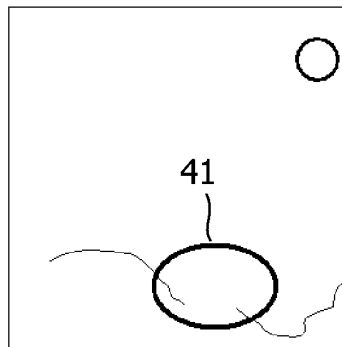


FIG. 4b

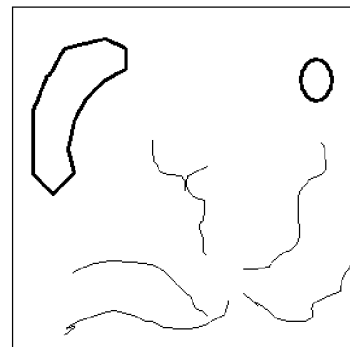


FIG. 4c

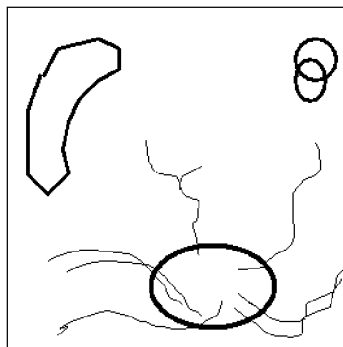


FIG. 4d

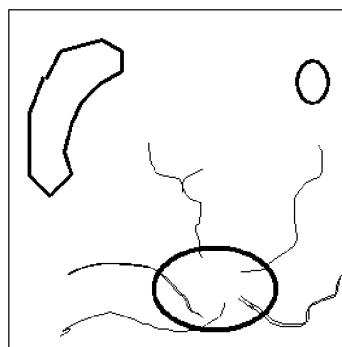


FIG. 4e