



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 103 57 205 A1** 2005.07.14

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **103 57 205.8**
 (22) Anmeldetag: **08.12.2003**
 (43) Offenlegungstag: **14.07.2005**

(51) Int Cl.7: **A61B 19/00**
G06T 15/00

(71) Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
Tank, Martin, Dr., 69115 Heidelberg, DE

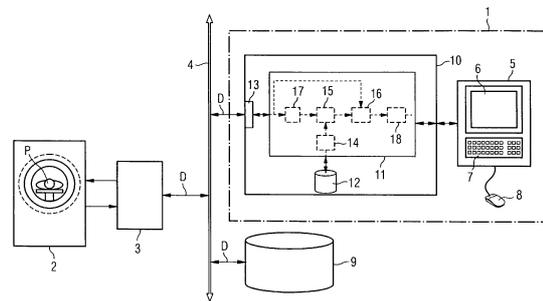
(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
 gezogene Druckschriften:
DE 199 53 308 A1
DE 103 11 319 A1
DE 693 32 042 T2
US2003/00 97 219 A1
US 65 56 696 B1
WO 99/55 233 A1
WO 01/45 047 A1
WO 01/43 070 A2
WO 00/32 106 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Erzeugung von Ergebnis-Bildern eines Untersuchungsobjekts**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur automatischen Erzeugung von Ergebnis-Bildern eines Untersuchungsobjekts anhand von Schnittbilddaten. Dabei wird zunächst in Abhängigkeit von einer diagnostischen Fragestellung eine Zielstruktur (Z) in den Schnittbilddaten (D) ermittelt und entsprechend der Zielstruktur (Z) ein anatomisches Normmodell (M) ausgewählt, dessen Geometrie anhand von Modellparametern ($t_x, t_y, t_z, r_x, r_y, r_z, d_0$) variierbar ist. Das Normmodell (M) wird automatisch an die Zielstruktur (Z) angepasst. Dann werden die Schnittbilddaten auf Basis des angepassten Normmodells (M) segmentiert, wobei bezüglich der diagnostischen Fragestellung relevante anatomische Strukturen des Untersuchungsobjekts separiert werden, indem alle Bildpunkte innerhalb der Schnittbilddaten selektiert werden, die innerhalb einer Kontur des angepassten Normmodells (M) und/oder zumindest eines Modell-Teils (T_1, T_2, T_3, T_4, T_5) entsprechend der relevanten Strukturen liegen oder maximal um einen Differenzwert davon abweichen. Anschließend werden die relevanten anatomischen Strukturen separiert visualisiert und/oder für eine spätere Visualisierung gespeichert. Darüber hinaus wird ein entsprechendes Bildbearbeitungssystem beschrieben.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur automatischen Erzeugung von Ergebnis-Bildern eines Untersuchungsobjekts anhand von Schnittbilddaten des betreffenden Untersuchungsobjekts. Darüber hinaus betrifft die Erfindung ein Bildbearbeitungssystem, mit dem ein solches Verfahren durchführbar ist.

Stand der Technik

[0002] Das Ergebnis von Untersuchungen mittels schnittbilderzeugender Modalitäten wie z.B. Computertomographen, Magnetresonanztomographen und Ultraschallgeräten sind in der Regel mehrere Serien von Schnittbildern des betreffenden Untersuchungsobjekts. Für eine weitere Planung der Untersuchung und/oder zur Diagnoseerstellung müssen diese Schnittbilddaten in vielen Fällen bereits während der Untersuchung oder unmittelbar nach der Untersuchung weiter verarbeitet werden. Der Ablauf solcher Untersuchungen wird dabei üblicherweise durch eine diagnostische Fragestellung bestimmt. In den meisten Fällen wird dabei ein bestimmtes Organ oder Organsystem erst nach der Anfertigung von Übersichtsbildern genauer untersucht. Ein Beispiel hierfür ist die Untersuchung von klinisch relevanten Knieproblemen eines Patienten. Nach Anfertigung relativ weniger Schnittbildserien des Knies wird zunächst eine Zwischendiagnose bezüglich eventuell vorhandener Pathologien der Binnenstrukturen des Knies erstellt und auf dieser Basis werden dann weiterführende Untersuchungen des betreffenden Bereichs des Knies durchgeführt. In der Regel muss zur Erstellung dieser Zwischendiagnose ein Bediener, beispielsweise der Radiologe oder eine MTRA (Medizinisch-technisch-radiologische Assistentin), die einzelnen Übersichtsbilder analysieren und dann über das weitere Vorgehen entscheiden. Die Erstellung einer solchen Zwischendiagnose benötigt einen nicht zu unterschätzenden Zeitaufwand, wodurch der gesamte Untersuchungs-Workflow verschlechtert wird. Ein weiteres Problem besteht darin, dass die Erkennung von Pathologien bestimmter Binnenstrukturen, insbesondere bei sehr komplexen anatomischen Strukturen, in den Schnittbilddaten außerordentlich schwierig sein kann und einige Erfahrung erfordert. Daher kann es leicht zu falschen Zwischendiagnosen kommen. Dies kann unter Umständen zu einer Verschlechterung der Qualität der Schnittbilduntersuchungen führen.

Aufgabenstellung

[0003] Es ist daher eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Verfahren und ein Bildbearbeitungssystem zur automatischen Erzeugung von Ergebnis-Bildern des Untersuchungsobjekts anhand bereits erstellter Schnittbilddaten zu schaffen, mit denen Diagnosen – insbesondere Zwischendiagnosen

für den weiteren Verlauf der Untersuchung – erheblich einfacher, schneller und sicherer erstellt werden können.

[0004] Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren gemäß Patentanspruch 1 und durch ein Bildbearbeitungssystem gemäß Patentanspruch 16 gelöst.

[0005] Gemäß dem erfindungsgemäßen Verfahren wird hierbei zunächst in Abhängigkeit von einer diagnostischen Fragestellung automatisch eine Zielstruktur in den Schnittbilddaten ermittelt. Entsprechend dieser Zielstruktur wird dann ein anatomisches Normmodell ausgewählt, dessen Geometrie anhand von Modellparametern variierbar ist. Die verschiedensten anatomischen Modelle können dabei in einer Datenbank verwaltet werden, wobei mit jedem zu untersuchenden Organ zumindest ein entsprechendes anatomisches Normmodell korrespondiert, welches dieses Organ umfasst. Dieses Normmodell wird dann automatisch an die Zielstruktur in den Schnittbilddaten angepasst, d.h. entsprechend dieser Zielstruktur individualisiert. Anschließend erfolgt eine Segmentierung der Schnittbilddaten auf Basis des angepassten Normmodells, wobei bezüglich der diagnostischen Fragestellung relevante anatomische Strukturen des Untersuchungsobjekts separiert werden, indem alle die Bildpunkte in den Schnittbilddaten selektiert werden, die innerhalb einer Kontur des angepassten Modells und/oder zumindest eines Modell-Teils entsprechend der relevanten anatomischen Strukturen liegen oder maximal um einen bestimmten Differenzwert davon abweichen. Die Selektion kann dabei in einer Form vorgenommen werden, dass die betreffenden Bildpunkte entfernt werden oder dass alle übrigen Bildpunkte des betreffenden Modells bzw. Modell-Teils entfernt werden, d.h. die betreffenden Bildpunkte ausgeschnitten werden. Unter „Modell-Teil“ ist hierbei ein Teil des Normmodells zu verstehen, beispielsweise die Schädelbasis eines Schädelmodells. Dabei kann genau dieses Modell-Teil dem eigentlich zu untersuchenden Organ(– Teils) entsprechen. Anschließend werden dann die relevanten anatomischen Strukturen separiert visualisiert und/oder für eine spätere Visualisierung gespeichert.

[0006] Diese Visualisierung kann dabei zwei- oder dreidimensional beispielsweise auf dem Bildschirm einer Bedienkonsole der betreffenden Modalität oder einer daran über ein Netzwerk angeschlossenen Workstation erfolgen. Ebenso ist eine Ausgabe der Ergebnis-Bilder an einem Drucker, einer Filming-Station o.ä. möglich. Die separierte Visualisierung der relevanten anatomischen Strukturen kann in der Form erfolgen, dass z.B. nach Art einer Sprengzeichnung alle Einzelteile des betreffenden Organs getrennt voneinander in einem Ergebnis-Bild dargestellt werden. Darüber hinaus können die einzelnen Strukturen auch auf einzelnen Ergebnis-Bildern dargestellt werden, die sich eine die Diagnose erstellende Per-

son wechselweise, nacheinander oder parallel auf verschiedenen Ausdrucken, Bildschirmfenstern etc. anschauen kann. Bei einer dreidimensionalen Darstellung erfolgt diese vorzugsweise so, dass der Bediener die Strukturen bzw. die einzelne Struktur interaktiv auf einer entsprechenden Benutzeroberfläche virtuell im Raum drehen und so von allen Seiten betrachten kann. Weiterhin können außer der sogenannten SSD-Darstellungsart (Surface Shaded Display), bei der wie oben bereits erwähnt einfach die Oberfläche der Strukturen gezeigt wird, bei der separierten Visualisierung auch beliebige andere, für die einzelnen relevanten Strukturen jeweils zweckmäßigsten Darstellungsarten verwendet werden, wie z.B. VRT (Volume Rendering Technique), MPR (Multiplanar Reconstruction), MIP (Maximum Intensity Projection) usw.

[0007] Durch das vorgeschlagene Verfahren können die Schnittbilddaten auf Basis des Normmodells segmentiert werden, d.h. in sämtliche diagnostisch relevanten Teile zerlegt werden. Durch die nachfolgende separierte Visualisierung der verschiedenen anatomischen Strukturen in den Ergebnis-Bildern wird insbesondere auch für weniger erfahrenes Personal eine korrekte Zwischendiagnose außerordentlich erleichtert. Das Verfahren führt folglich zu einer schnelleren Erstellung und Absicherung einer Zwischendiagnose während einer Schnittbilduntersuchung, wodurch die gesamte Untersuchungszeit reduziert und gleichzeitig die Qualität des Untersuchungsergebnisses verbessert wird. Das Verfahren kann weiterhin helfen, die eigentliche ärztliche Diagnose nach der Untersuchung zu optimieren.

[0008] Ein erfindungsgemäßes Bildbearbeitungssystem benötigt hierzu zunächst eine Schnittstelle zum Empfang der gemessenen Schnittbilddaten, eine Zielstruktur-Ermittlungseinheit zur Ermittlung einer Zielstruktur in den Schnittbilddaten in Abhängigkeit von einer diagnostischen Fragestellung, eine Speichereinrichtung mit einer Anzahl von anatomischen Normmodellen, vorzugsweise in Form einer Datenbank, für verschiedene Zielstrukturen in den Schnittbilddaten, deren Geometrie jeweils anhand von bestimmten Modellparametern variierbar ist, und eine Auswahleinheit zur Auswahl eines der anatomischen Normmodelle entsprechend der ermittelten Zielstruktur. Außerdem benötigt das Bildbearbeitungssystem eine Adaptionseinheit, um das ausgewählte Normmodell an die Zielstruktur in den Schnittbilddaten anzupassen, eine Segmentierungseinheit, um die Schnittbilddaten auf Basis des angepassten Normmodells zu segmentieren und dabei bezüglich der diagnostischen Fragestellung relevante anatomische Strukturen des Untersuchungsobjekts zu separieren, indem alle die Bildpunkte innerhalb der Schnittbilddaten selektiert werden, die innerhalb einer Kontur des angepassten Normmodells oder eines Modell-Teils entsprechend der relevanten anatomi-

mischen Strukturen liegen oder maximal um einen bestimmten Differenzwert davon abweichen. Schließlich wird eine Visualisierungseinrichtung benötigt, um die relevanten anatomischen Strukturen automatisch separiert zu visualisieren oder für eine spätere Visualisierung passend zu speichern. Unter „Visualisierungseinrichtung“ ist hierbei eine Einrichtung zu verstehen, welche die segmentierten Schnittbilddaten so aufbereitet, dass die relevanten Strukturen beispielsweise auf einem Bildschirm oder auch auf anderen an das Bildbearbeitungssystem angeschlossenen Ausgabeeinheiten separiert voneinander dargestellt werden und einzeln betrachtet werden können.

[0009] Die abhängigen Ansprüche enthalten jeweils besonders vorteilhafte Weiterbildungen und Ausgestaltungen der Erfindung, wobei das erfindungsgemäße Bildbearbeitungssystem auch entsprechend der Verfahrensansprüche weitergebildet sein kann.

[0010] Bei einer bevorzugten Variante wird während der Anpassung des Normmodells an die Zielstruktur jeweils auf Grundlage einer bestimmten Abweichungsfunktion ein aktueller Abweichungswert zwischen der Geometrie des modifizierenden Normmodells und der Zielstruktur ermittelt. Dadurch kann die Anpassung vollautomatisch durchgeführt werden, indem einfach der Abweichungswert minimiert wird.

[0011] Die automatische Anpassung kann dabei vollständig im Hintergrund erfolgen, so dass sich der Bediener anderen Arbeiten zuwenden kann und insbesondere auch an einer Konsole des Bildbearbeitungssystems, durch welches die Erzeugung der gewünschten Ergebnis-Bilder erfolgt, parallel andere Bilddaten bearbeiten und/oder andere Messungen steuern kann. Es ist aber auch möglich, dass während des automatischen Verfahrens der Prozess permanent beispielsweise auf einem Bildschirm bzw. einen Teilbereich des Bildschirms dargestellt wird, so dass der Benutzer die Fortschritte des Anpassungsprozesses kontrollieren kann.

[0012] Vorzugsweise wird dem Bediener der aktuelle Wert der Abweichungsfunktion angezeigt. Insbesondere ist es auch möglich, die Abweichungswerte auf dem Bildschirm, z. B. in einer Taskleiste oder dergleichen, permanent anzuzeigen, während der Rest der Benutzeroberfläche für andere Arbeiten des Bedieners frei ist.

[0013] Bevorzugt besteht für den Bediener die Möglichkeit, bei Bedarf in den automatischen Anpassungsprozess einzugreifen und manuell einzelne Modellparameter zu verstellen. Dabei wird dem Bediener vorteilhafterweise der aktuelle Abweichungswert angezeigt, so dass er bei der Variation der betreffenden Modellparameter sofort sieht, ob und in welchem Maße die Geometrieabweichungen durch

seine Aktionen verringert werden. Insbesondere ist es dabei auch möglich, für jeden Modellparameter einzeln Abweichungswerte zu bestimmen und diese anstelle eines Gesamtabweichungswerts oder zusätzlich zu diesem anzuzeigen. Ein typisches Beispiel hierfür ist die Darstellung der Zielstruktur und/oder des anzupassenden Normmodells oder zumindest von Teilen dieser Objekte auf einer graphischen Benutzeroberfläche eines Terminals, wobei der Benutzer beispielsweise mit Hilfe der Tastatur oder unter Zuhilfenahme eines Zeigegeräts wie einer Maus oder dergleichen einen bestimmten Modellparameter – beispielsweise den Abstand zwischen zwei Punkten auf dem Modell – anpassen kann. Mittels eines Laufbalkens oder in ähnlicher optisch gut erkennbarer Weise wird dem Benutzer dann angezeigt, inwieweit die Abweichungen durch seine Aktionen verringert werden, wobei insbesondere zum einen die Gesamtabweichung des Modells und zum anderen die Abweichungen bezüglich der Anpassung des konkreten aktuellen Modellparameters – beispielsweise bei einem Abstand zweier Punkte im Modell dessen Differenz zum Abstand zwischen den betreffenden Punkten in den Zielstrukturen – dargestellt werden.

[0014] Bei einem besonders bevorzugten Ausführungsbeispiel wird vor der Segmentierung automatisch geprüft, ob bei der Anpassung des Normmodells an die Zielstruktur ein minimaler Abweichungswert erreicht wird, welcher unterhalb eines vorgegebenen Schwellenwerts liegt. D.h. es wird geprüft, ob die Abweichung des Modells zur Zielstruktur im Datensatz ausreichend gering ist. Nur wenn dies der Fall ist, erfolgt eine automatische Segmentierung des gemessenen Datensatzes auf Basis des Modells. Andernfalls wird das Verfahren zur weiteren manuellen Bearbeitung der Schnittbilddaten abgebrochen. Auf diese Weise wird sicher verhindert, dass bei zu starken Abweichungen des Modells vom gemessenen Datensatz eine fehlerhafte automatische Segmentierung vorgenommen wird, die zu falschen Diagnosen auf Basis der automatisch segmentierten und visualisierten anatomischen Strukturen führen könnte.

[0015] Ganz besonders bevorzugt kann außerdem neben der einfachen separierten Visualisierung der relevanten anatomischen Strukturen auch eine Überprüfung dieser anatomischen Strukturen auf Normabweichungen erfolgen. Das heißt, es werden automatisch die Abweichungen der betreffenden anatomischen Struktur von einem individualisierten Modell bzw. Modell-Teil ermittelt.

[0016] Vorzugsweise wird hierzu ein lediglich in bestimmter Weise individualisiertes Normmodell bzw. Normmodell-Teil verwendet. Bei der Individualisierung diese Vergleichs-Normmodells, welches zu einer solchen Erkennung von Normabweichungen verwen-

det werden soll, muss gewährleistet sein, dass nur solche Transformationen durchgeführt werden, dass die Geometrie des Vergleichs-Normmodells bzw. des betreffenden Normmodell-Teils selbst keine Pathologien aufweist. Die ermittelten Abweichungen können dann gemeinsam mit den anatomischen Strukturen graphisch visualisiert werden. Beispielsweise können sie im visualisierten Datensatz auf einem Bildschirm für den Bediener markiert werden. Zusätzlich können solche Abweichungen dem Bediener auch durch ein akustisches Signal unmissverständlich angezeigt werden. Es können so auf einfache Weise Pathologien der untersuchten anatomischen Strukturen automatisch festgestellt und der Bediener darauf hingewiesen werden.

[0017] In einer Weiterentwicklung dieses Verfahrens ist es auch möglich, das Untersuchungsobjekt automatisch auf Basis der ermittelten Normabweichungen zu klassifizieren. Beispielsweise kann automatisch festgelegt werden, ob weitere Untersuchungen erforderlich sind und wenn ja, welche Untersuchungen durchgeführt werden. Dabei bietet es sich auch an, dem Bediener die Klassifizierung lediglich als Vorschlag zu unterbreiten, so dass dieser dann dem Vorschlag zustimmen kann und so ohne großen Aufwand die weiteren Untersuchungen durchgeführt werden, oder dass der Bediener den Vorschlag einfach zurückweisen kann, um in herkömmlicher Weise selbständig zu entscheiden, ob und welche Detailuntersuchungen durchzuführen sind.

[0018] Die Individualisierung des anatomischen Normmodells, d.h. die Anpassung an die Zielstruktur, kann grundsätzlich mit einem beliebigen geeigneten Individualisierungsverfahren durchgeführt werden. Die Idee der Individualisierung eines anatomischen Modells kann allgemein vereinfacht so formuliert werden, dass eine geometrische Transformation – bei einem dreidimensionalen Modell entsprechend eine dreidimensionale Transformation – gesucht wird, die das Modell optimal an einen individuellen Computertomographie-, Magnetresonanztomographie- oder Ultraschall-Datensatz anpasst. Sämtliche Informationen, die man der Geometrie des Modells zuordnen kann, werden dabei ebenfalls individualisiert. In der medizinischen Bildverarbeitung wird ein solches Verfahren zur Bestimmung von optimalen Transformationsparametern auch als Registrierungs- oder Matching-Verfahren bezeichnet. Man unterscheidet dabei üblicherweise die sogenannten starren, affinen, perspektivischen und elastischen Verfahren, je nachdem, welche geometrische Transformation genutzt wird. Zur mathematischen Bearbeitung des Individualisierungsproblems wird in der Regel wie bereits beschrieben eine Abweichungsfunktion benutzt, welche die Abweichung eines beliebig transformierten Modells von einem Schichtbild-Datensatz beschreibt. Dabei hängt die Art der Abweichungsfunktion von dem jeweiligen Typ des verwendeten anatomischen

Normmodells ab.

[0019] Die verwendbaren digitalen anatomischen Normmodelle können prinzipiell auf verschiedenste Weise konstruiert sein. Eine Möglichkeit ist z.B. die Modellierung anatomischer Strukturen auf Voxelbasis, wobei für die Editierung von solchen Volumendaten spezielle Software benötigt wird, die in der Regel teuer und wenig verbreitet ist. Eine andere Möglichkeit ist die Modellierung mit sogenannten „Finiten Elementen“, wobei in der Regel ein Modell aus Tetraedern aufgebaut wird. Auch für solche Modelle wird aber spezielle und teure Software benötigt. Relativ weit verbreitet ist eine einfache Modellierung anatomischer Grenzflächen durch Triangulierung. Die entsprechenden Datenstrukturen werden durch viele Standardprogramme aus dem Bereich der Computergaphik unterstützt. Nach diesem Prinzip aufgebaute Modelle bezeichnet man als sogenannte oberflächenorientierte anatomische Modelle. Hierbei handelt es sich um den kleinsten gemeinsamen Nenner der Modellierung anatomischer Strukturen, da sowohl aus den erstgenannten Volumenmodellen durch Triangulierung der Voxel als auch durch eine Überführung der Tetraeder der Finiten-Elemente-Methode in Dreiecke entsprechende Oberflächenmodelle ableitbar sind.

[0020] Es bietet sich daher an, als Normmodelle auf Dreiecksbasis aufgebaute, oberflächenorientierte Modelle zu verwenden. Zum einen sind mit dieser Methode die Modelle am einfachsten und kostengünstigsten zu erzeugen. Zum anderen können bereits in einer anderen Form erzeugte Modelle, insbesondere die genannten Volumenmodelle, durch entsprechende Transformation übernommen werden, so dass sich dann eine Neuerstellung eines entsprechenden Modells erübrigt.

[0021] Um solche Oberflächenmodelle neu zu erstellen, können beispielsweise Schnittbildaufnahmen mit entsprechendem Aufwand mit einem klassischen manuellen Verfahren segmentiert werden. Aus den so gewonnenen Informationen über die einzelnen Strukturen, beispielsweise einzelne Organe, können schließlich die Modelle generiert werden. Um menschliche Knochenmodelle zu erhalten, kann beispielsweise auch ein menschliches Skelett mit Hilfe von Laserscannern vermessen werden oder mit einem Computertomographen gescannt und segmentiert sowie trianguliert werden.

[0022] Bei derartigen Modellen kann beispielsweise die Abweichungsfunktion auf der Basis der Methode der kleinsten Quadrate definiert werden, wobei mit dieser Funktion aus den Positionen der transformierten Modelldreiecke relativ zu den Zielstrukturen ein Maß für die Abweichung berechnet wird.

[0023] Bei einem besonders bevorzugten Ausführungs-

beispiel der Erfindung wird ein elastisches Registrierungsverfahren verwendet. Um möglichst schnell einen Minimalwert der Abweichungsfunktion zu finden, wird dabei vorzugsweise ein mehrstufiges Verfahren verwendet. Beispielsweise kann bei einem dreistufigen Verfahren zunächst mit Hilfe einer passenden Positionierung, d.h. Translation, Rotation und einer Skalierung, das Modell grob angepasst werden. Anschließend kann dann in einem zweiten Schritt eine Volumentransformation durchgeführt werden, um eine bessere Abstimmung zu erreichen. Danach wird in einer dritten Stufe eine Feinabstimmung durchgeführt, um das Modell lokal optimal an die Struktur anzupassen.

[0024] Besonders bevorzugt wird zur Individualisierung ein hierarchisch parametrisiertes Normmodell verwendet, bei dem die Modellparameter bezüglich ihres Einflusses auf die anatomische Gesamtgeometrie des Modells hierarchisch geordnet sind. Die Individualisierung des Normmodells erfolgt dann in mehreren Iterationsschritten, wobei mit zunehmender Anzahl der Iterationsschritte die Anzahl der gleichzeitig in dem jeweiligen Iterationsschritt einstellbaren Modellparameter – und somit die Anzahl der Freiheitsgrade bei der Modellvariation – entsprechend der hierarchischen Ordnung der Parameter erhöht wird. Durch dieses Verfahren wird sichergestellt, dass bei der Individualisierung zunächst die Modellparameter verstellt werden, welche den größten Einfluss auf die anatomische Gesamtgeometrie des Modells haben. Erst dann sind nach und nach die untergeordneten Modellparameter, welche nur auf einen Teil der Gesamtgeometrie Einfluss nehmen, einstellbar. Somit ist eine effektive und folglich zeitsparende Vorgehensweise bei der Modellanpassung gewährleistet, unabhängig davon, ob die Anpassung vollautomatisch durchgeführt wird oder ob ein Bediener manuell in das Anpassungsverfahren eingreift. Bei einem (teilweise) manuellen Verfahren kann dies beispielsweise dadurch realisiert werden, dass dem Bediener bei jedem Iterationsschritt die einzelnen Modellparameter nur gemäß ihrer hierarchischen Ordnung zur Variation z. B. mittels einer graphischen Benutzerschnittstelle angeboten werden.

[0025] Vorzugsweise sind die Modellparameter jeweils einer Hierarchiekategorie zugeordnet. Dies bedeutet, dass unterschiedliche Modellparameter ggf. auch derselben Hierarchiekategorie zugeordnet sein können, da sie in etwa gleichen Einfluss auf die anatomische Gesamtgeometrie des Modells haben. Es können dann bei einem bestimmten Iterationsschritt alle Modellparameter einer bestimmten Hierarchiekategorie neu zur Einstellung hinzugenommen werden. In einem nächsten Iterationsschritt werden dann die Modellparameter der darunter liegenden Hierarchiekategorie hinzugenommen usw.

[0026] Die Zuordnung eines Modellparameters zu

einer Hierarchiekategorie kann auf Basis einer Abweichung in der Modellgeometrie erfolgen, welche auftritt, wenn der betreffende Modellparameter um einen bestimmten Wert verändert wird. Dabei werden in einem besonders bevorzugten Verfahren verschiedenen Hierarchieklassen bestimmte Bereiche von Abweichungen, z.B. numerische Abweichungs-Intervalle, zugeordnet. D.h. es wird beispielsweise zur Einordnung eines Parameters in eine Hierarchiekategorie dieser Parameter verändert und die resultierende Abweichung des geometrisch veränderten Modells zum Ausgangszustand berechnet. Das Abweichungsmaß hängt dabei von der Art des verwendeten Normmodells ab. Entscheidend ist lediglich, dass ein genau definiertes Abweichungsmaß ermittelt wird, welches die Geometrieänderung am Modell vor und nach Variation des betreffenden Modellparameters möglichst genau quantifiziert, um einen realistischen Vergleich des Einflusses der verschiedenen Modellparameter auf die Modellgeometrie zu gewährleisten. Hierzu wird vorzugsweise für jede Parameterart, d. h. beispielsweise für Entfernungsparameter, bei denen der Abstand zwischen zwei Punkten des Modells variiert wird, oder für Winkelparameter, bei denen ein Winkel zwischen drei Punkten des Modells variiert wird, eine einheitliche Schrittweite verwendet, um den Geometrieinfluss direkt vergleichen zu können. Es werden dann die Parameter einfach durch eine Vorgabe von numerischen Intervallen für dieses Abweichungsmaß in die Hierarchieklassen eingeteilt. Bei einer Verwendung von auf Dreiecksbasis erzeugten Oberflächenmodellen wird die Abweichung zwischen dem unveränderten Normmodell und dem veränderten Normmodell nach Variation eines Parameters vorzugsweise auf Basis der Summe der geometrischen Abstände von korrespondierenden Dreiecken der Modelle in den verschiedenen Zuständen berechnet.

[0027] Vorzugsweise sind in einer obersten Hierarchiekategorie, deren Modellparameter in einem ersten Iterationsschritt sofort einstellbar sind, zumindest gerade die Modellparameter eingeordnet, bei deren Variation das Normmodell global verändert wird. Hierzu zählen beispielsweise die insgesamt neun Parameter der Rotation des gesamten Modells um die drei Modellachsen, der Translation entlang der drei Modellachsen und der Skalierung des gesamten Modells entlang der drei Modellachsen.

[0028] Die hierarchische Einordnung der einzelnen Modellparameter kann grundsätzlich während der Segmentierung der Schnittbilddaten erfolgen. Es wird dann beispielsweise bei jedem Iterationsschritt zunächst geprüft, welche weiteren Modellparameter den größten Einfluss auf die Geometrie haben, und dann werden diese Parameter hinzugenommen. Da hiermit jedoch ein erheblicher Rechenaufwand verbunden ist, erfolgt die Klassifizierung bzw. Einordnung der Modellparameter in die hierarchische Ord-

nung besonders bevorzugt vorab, beispielsweise bereits bei der Erzeugung des Normmodells, zumindest aber vor der Abspeicherung des Normmodells in eine Modelldatenbank o.Ä. zur späteren Auswahl.

[0029] D.h. es werden vorzugsweise vorab in einem eigenständigen Verfahren zur Erzeugung von Normmodellen, welche dann zur Verwendung in dem genannten Verfahren zur Erzeugung von Ergebnis-Bildern zur Verfügung stehen, die Modellparameter bezüglich ihres Einflusses auf die anatomische Gesamtgeometrie des Modells hierarchisch geordnet. Dabei können ebenfalls die Modellparameter entsprechenden Hierarchieklassen zugeordnet werden, wobei die Zuordnung eines Parameters zu einer Hierarchiekategorie wiederum auf Basis einer Abweichung in der Modellgeometrie erfolgt, welche auftritt, wenn der betreffende Modellparameter um einen bestimmten Wert verändert wird. Diese Auslagerung der hierarchischen Anordnung der Modellparameter in ein separates Verfahren zur Erzeugung eines Normmodells hat den Vorteil, dass für jedes Normmodell nur einmal die Berechnung der hierarchischen Ordnung der Modellparameter durchgeführt werden muss und somit während der Segmentierung wertvolle Rechenzeit gespart werden kann. Die hierarchische Ordnung kann auf relativ einfache Weise mit dem Normmodell gemeinsam gespeichert werden, beispielsweise, indem die Parameter in Hierarchiekategorien geordnet oder mit entsprechenden Markern o.Ä. verknüpft in einem Dateikopf oder an einer anderen normierten Position in der Datei hinterlegt werden, welche auch die weiteren Daten des betreffenden Normmodells enthält.

[0030] Bei einem ganz besonders bevorzugten Ausführungsbeispiel sind die Modellparameter jeweils so mit einer Position zumindest einer anatomischen Landmarke des Modells verknüpft, dass das Modell für jeden Parametersatz eine anatomisch sinnvolle Geometrie aufweist. Typische Beispiele hierfür sind zum einen die globalen Parameter wie Rotation oder Translation des Gesamtmodells, bei denen sämtliche Modellparameter entsprechend passend zueinander in der Position verändert werden. Andere Modellparameter sind beispielsweise der Abstand zwischen zwei anatomischen Landmarken oder ein Winkel zwischen drei anatomischen Landmarken, beispielsweise zur Bestimmung einer Kniestellung.

[0031] Eine derartige Kopplung der Modellparameter an medizinisch sinnvoll gewählte anatomische Landmarken hat den Vorteil, dass nach der Individualisierung immer eine diagnostische Aussage möglich ist. In der anatomischen Fachliteratur werden die Positionen solcher anatomischen Landmarken zudem exakt beschrieben. Durch ein solches Vorgehen wird daher die Durchführung der Segmentierung erleichtert, da ein medizinisch ausgebildeter Benutzer, beispielsweise ein Arzt oder eine MTA, mit den ana-

tomischen Landmarken vertraut ist und diese die Anatomie im Wesentlichen bestimmen.

[0032] Zur automatischen Ermittlung der Zielgeometrie des zu separierenden Teilobjekts in den Schichtbilddaten gibt es verschiedene Möglichkeiten. Eine Alternative besteht darin, das sogenannte „Schwellenwertverfahren“ anzuwenden. Dieses Verfahren funktioniert in der Weise, dass die Intensitätswerte (in der Computertomographie „Hounsfieldwerte“ genannt) der einzelnen Voxel, d.h. der einzelnen 3D-Bildpunkte, mit einem fest eingestellten Schwellenwert verglichen werden. Liegt der Wert des Voxels über dem Schwellenwert, dann wird dieser Voxel zu einer bestimmten Struktur gerechnet. Dieses Verfahren ist jedoch bei Magnetresonanzaufnahmen vor allem bei Kontrastmitteluntersuchungen oder zur Identifizierung der Hautoberfläche eines Patienten anwendbar. Bei Computertomographieaufnahmen kann dieses Verfahren zusätzlich auch zur Erkennung von bestimmten Knochenstrukturen eingesetzt werden. Zur Erkennung anderer Gewebestrukturen eignet sich dieses Verfahren nicht. Bei einem bevorzugten Verfahren wird daher die Zielgeometrie zumindest teilweise mittels eines Konturanalyseverfahrens ermittelt. Solche Konturanalyseverfahren arbeiten auf Basis der Gradienten zwischen benachbarten Bildpunkten. Verschiedenste Konturanalyseverfahren sind dem Fachmann bekannt. Der Vorteil derartiger Konturanalyseverfahren besteht darin, dass die Verfahren sowohl bei Computertomographie-Schnittbilddaten als auch bei Magnetresonanz-Schnittbilddaten und bei Ultraschall-Schnittbilddaten stabil verwendbar sind.

[0033] Die Zielstrukturermittlungseinheit, die Auswahlereinheit, die Adaptionseinheit und die Segmentierungseinheit sowie die Visualisierungseinheit des Bildbearbeitungssystems können besonders bevorzugt in Form von Software auf einem entsprechend geeigneten Prozessor eines Bildrechners realisiert werden. Dieser Bildrechner sollte eine entsprechende Schnittstelle zum Empfang der Bilddaten und eine geeignete Speichereinrichtung für die anatomischen Normmodelle aufweisen. Dabei muss diese Speichereinrichtung nicht notwendigerweise integrierter Teil des Bildrechners sein, sondern es reicht aus, wenn der Bildrechner auf eine passende externe Speichereinrichtung zugreifen kann. Es wird der Vollständigkeit halber an dieser Stelle darauf hingewiesen, dass die verschiedenen Komponenten nicht zwingend notwendig auf einem Prozessor bzw. in einem Bildrechner vorliegen müssen, sondern dass die verschiedenen Komponenten auch auf mehrere Prozessoren bzw. untereinander vernetzte Rechner verteilt sein können.

[0034] Eine Realisierung des erfindungsgemäßen Verfahrens in Form von Software hat den Vorteil, dass auch bestehende Bildbearbeitungssysteme re-

lativ einfach durch geeignete Updates entsprechend nachgerüstet werden können. Bei dem erfindungsgemäßen Bildbearbeitungssystem kann es sich insbesondere auch um eine Ansteuereinheit für die die Schnittbilddaten selbst aufzeichnende Modalität handeln, welche die notwendigen Komponenten zur erfindungsgemäßen Bearbeitung der Schnittbilddaten aufweist.

[0035] Die Erfindung wird im Folgenden anhand von Ausführungsbeispielen unter Hinweis auf die beigelegten Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

[0036] [Fig. 1](#) eine schematische Darstellung eines Ausführungsbeispiels eines erfindungsgemäßen Bildbearbeitungssystems, welches über einen Datenbus mit einer Modalität und einem Bilddatenspeicher verbunden ist,

[0037] [Fig. 2](#) ein Flussdiagramm zur Darstellung eines möglichen Ablaufs des erfindungsgemäßen Verfahrens,

[0038] [Fig. 3](#) ein Flussdiagramm zur detaillierteren Darstellung eines bevorzugten Verfahrens zur Modellindividualisierung,

[0039] [Fig. 4](#) eine Darstellung möglicher Zielstrukturen eines menschlichen Schädels in den Schnittbilddaten eines Computertomographen,

[0040] [Fig. 5](#) eine Darstellung eines Oberflächenmodells eines menschlichen Schädels,

[0041] [Fig. 6a](#) eine Darstellung der Zielstrukturen gemäß [Fig. 4](#) mit einem noch nicht angepassten Oberflächen-Normmodell gemäß [Fig. 5](#) (ohne Unterkiefer),

[0042] [Fig. 6b](#) eine Darstellung der Zielstrukturen und des Normmodells gemäß [Fig. 6a](#), jedoch mit an die Zielstruktur teilweise angepasstem Normmodell,

[0043] [Fig. 6c](#) eine Darstellung der Zielstrukturen und des Normmodells gemäß [Fig. 6b](#), jedoch mit an die Zielstruktur weiter angepasstem Normmodell,

[0044] [Fig. 7a](#) eine Darstellung des Schädel-Normmodells gemäß [Fig. 5](#), welches in Form einer Sprengzeichnung in mehreren Modell-Teilen separiert visualisiert ist,

[0045] [Fig. 7b](#) eine Darstellung eines Teils des Schädel-Normmodells gemäß [Fig. 7a](#) aus einer anderen Ansichtsrichtung,

[0046] [Fig. 8](#) eine Darstellung von anatomischen Markern an einem Schädel-Normmodell gemäß [Fig. 5](#),

[0047] [Fig. 9](#) eine Darstellung eines auf Dreiecksbasis gebildeten Oberflächenmodells eines menschlichen Beckens.

[0048] Das in [Fig. 1](#) dargestellte Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen Bildverarbeitungssystems **1** besteht im Wesentlichen aus einem Bildrechner **10** und einer daran angeschlossenen Konsole **5** o.Ä. mit einem Bildschirm **6**, einer Tastatur **7** und einer Zeigeeinrichtung **8**, hier einer Maus **8**. Über diese Konsole **5** oder eine andere Benutzerschnittstelle kann beispielsweise auch vom Bediener die diagnostische Fragestellung eingegeben werden oder aus einer Datenbank mit vorgegebenen diagnostischen Fragestellungen ausgewählt werden.

[0049] Bei dem Bildrechner **10** kann es sich um einen in üblicher Weise aufgebauten Rechner, beispielsweise eine Workstation o.Ä. handeln, welche auch zu sonstigen Bildauswertungen und/oder zur Steuerung von Bildaufnahmegegeräten (Modalitäten) wie Computertomographen, Magnetresonanztomographen, Ultraschallgeräten etc. eingesetzt werden kann. Wesentliche Komponenten innerhalb dieses Bildrechners **10** sind u.a. ein Prozessor **11** und eine Schnittstelle **13**, um Schnittbilddaten **D** eines Patienten **P** zu empfangen, welche von einer Modalität **2**, hier einem Magnetresonanztomographen **2**, gemessen wurden.

[0050] In dem in [Fig. 1](#) dargestellten Ausführungsbeispiel ist die Modalität **2** mit einer Steuereinrichtung **3** verbunden, welche wiederum mit einem Bus **4** verbunden ist, an den auch das Bildverarbeitungssystem **1** angeschlossen ist. Außerdem sind an diesem Bus **4** ein Massenspeicher **9** zur Zwischenspeicherung oder dauerhaften Hinterlegung der von der Modalität **2** aufgezeichneten Bilder und/oder der von dem Bildverarbeitungssystem **1** weiter verarbeiteten Bilddaten **D** angeschlossen. Selbstverständlich können an den Bus **4** unter Bildung eines größeren Netzwerks noch andere in einem üblichen Radiologischen Informationssystem (RIS) vorhandene Komponenten, beispielsweise weitere Modalitäten, Massenspeicher, Workstations, Ausgabegeräte wie Drucker, Filming-Stationen o.Ä. angeschlossen sein. Ebenso ist eine Verbindung mit einem externen Netz bzw. mit weiteren RIS möglich. Sämtliche Daten werden dabei zur Kommunikation unter den einzelnen Komponenten vorzugsweise im sog. DICOM-Standard (DICOM = Digital Imaging and Communication in Medicine) formatiert.

[0051] Die Ansteuerung der Modalität **2** erfolgt in üblicher Weise über die Steuereinrichtung **3**, welche auch die Daten von der Modalität **2** akquiriert. Die Steuereinrichtung **3** kann zur Bedienung vor Ort eine eigene Konsole oder Ähnliches aufweisen, die hier jedoch nicht dargestellt ist. Es ist aber auch möglich, dass die Bedienung beispielsweise über den Bus mit-

tels einer separaten Workstation erfolgt, welche sich in der Nähe der Modalität befindet.

[0052] Ein typischer Ablauf eines erfindungsgemäßen Verfahrens zur Erzeugung von Ergebnis-Bildern eines Untersuchungsobjekts ist in [Fig. 2](#) dargestellt.

[0053] Zunächst werden in einem ersten Verfahrensschritt I in Abhängigkeit von einer vorgegebenen diagnostischen Fragestellung Zielstrukturen **Z** innerhalb der Schnittbilddaten **D** ermittelt. Dies erfolgt vorzugsweise vollautomatisch, beispielsweise mit Hilfe der bereits genannten Konturanalyse. Bei bestimmten Strukturen und bestimmten Aufnahmeverfahren kann auch ein Schwellenwertverfahren verwendet werden, wie bereits weiter vorn beschrieben wurde. Die Schnittbilddaten **D** können beispielsweise unmittelbar von der Modalität **2** bzw. deren Steuereinrichtung **3** über den Bus **4** dem Bildrechner **10** zugeführt werden. Es kann sich aber auch um Schnittbilddaten **D** handeln, die bereits vor einiger Zeit aufgenommen und im Massenspeicher **9** hinterlegt wurden.

[0054] Es wird dann in einem Schritt II ein Normmodell **M** entsprechend der Zielstruktur **Z** ausgewählt. Dieser Schritt kann auch parallel zu oder vor dem Verfahrensschritt I der Zielstrukturermittlung erfolgen, da ja die zu ermittelnde Zielstruktur **Z** durch die diagnostische Fragestellung von der Art her bereits bekannt ist. Hierzu weist der Bildrechner **10** einen Speicher **12** mit verschiedensten Normmodellen für unterschiedliche mögliche anatomischen Strukturen auf. Dabei handelt es sich in der Regel um Modelle, welche aus mehreren Modell-Teilen bestehen.

[0055] Ein typisches Beispiel hierfür lässt sich anhand einer Knieuntersuchung erläutern, bei der die diagnostische Fragestellung darauf abzielt, bestimmte Strukturen innerhalb des Knies zu untersuchen. Es wird dann in den aufgenommenen Schnittbilddaten zunächst eine Zielstruktur des Knies ermittelt, beispielsweise die äußere knöcherne Oberfläche des Knies. Ein dazu passendes Kniemodell besteht beispielsweise aus den Modell-Teilen „Femur“, „Tibia“, „Patella“ (Kniescheibe) und den einzelnen Menisken. Bei einer diagnostischen Fragestellung dagegen, welche sich auf den Kopf des Patienten bezieht, beispielsweise um einen Verdacht auf Schädelbruch zu überprüfen, könnte als Zielstruktur aus den Schnittbilddaten die knöcherne Oberflächenstruktur des Schädels ermittelt werden. Eine solche Zielstruktur, welche aus den Computertomographie-Daten eines Patienten gewonnen wurde, ist in [Fig. 4](#) dargestellt. [Fig. 5](#) zeigt ein passendes Schädel-Normmodell, welches u.a. als (in dieser Figur erkennbare) Modell-Teile das Stirnbein T_1 , das rechte Scheitelbein T_2 , das linke Scheitelbein T_3 , den Gesichtsschädel T_4 und den Unterkiefer T_7 umfasst. Das Modell ist der besseren Erkennbarkeit wegen mit durchgehender Oberfläche dargestellt. Tatsächlich sind die Modelle

auf Basis von Dreiecken aufgebaut. Ein entsprechendes Oberflächenmodell eines Beckens ist in [Fig. 9](#) dargestellt.

[0056] Das Auswählen des passenden Modells M erfolgt mittels einer Auswahlinheit **14** und die Ermittlung einer Zielstruktur mittels einer Zielstruktur-Ermittlungseinheit **17**, welche hier in Form von Software auf dem Prozessor **11** des Bildrechners **10** realisiert sind. Dies ist schematisch in [Fig. 1](#) dargestellt.

[0057] Anschließend erfolgt in einem Verfahrensschritt III eine Individualisierung des Modells durch ein sogenanntes „elastisches Registrierungsverfahren“. Es sind aber grundsätzlich auch andere Individualisierungsverfahren möglich. Diese Anpassung des Normmodells M an die Zielstruktur Z erfolgt innerhalb einer Adaptionseinheit **15**, welche – wie in [Fig. 1](#) schematisch dargestellt – ebenfalls in Form eines Softwaremoduls auf dem Prozessor **11** des Bildrechners **10** realisiert ist.

[0058] Eine bevorzugte Ausführungsform des Individualisierungsprozesses ist in [Fig. 3](#) in Form eines Flussdiagramms genauer schematisch dargestellt. In diesem Anpassungs-Prozess werden die einzelnen Modellparameter in mehreren Iterationsschritten S so variiert, bis letztlich alle Parameter individualisiert sind oder die Individualisierung ausreichend ist, d.h. dass die Abweichungen zwischen Normmodell M und Zielstruktur Z minimal sind oder unter einem vorgegebenen Schwellenwert liegen. Jeder Iterationsschritt S umfasst dabei mehrere Prozessschritte IIIa, IIIb, IIIc, IIId, die in Form einer Schleife durchlaufen werden.

[0059] Die Schleife bzw. der erste Iterationsschritt S beginnt mit dem Verfahrensschritt IIIa, in welchem zunächst die optimalen Parameter für die Translation, Rotation und Skalierung bestimmt werden. Dies sind die Parameter der obersten (im Folgenden „0-ten“) Hierarchiekategorie, da diese Parameter sich auf die Gesamtgeometrie auswirken. Die drei Parameter der Translation t_x , t_y , t_z und die drei Parameter der Rotation r_x , r_y , r_z um die drei Modellachsen sind in [Fig. 5](#) schematisch eingezeichnet.

[0060] Ist diese Anpassung soweit wie möglich erfolgt, werden in einem weiteren Schritt IIIb noch nicht eingestellte Modellparameter durch bereits bestimmte Parameter abgeschätzt. D.h. aus den Einstellungen übergeordneter Parameter werden Startwerte für untergeordnete Parameter geschätzt. Ein Beispiel hierfür ist die Abschätzung der Kniebreite aus der Einstellung eines Skalierungsparameters für die Körpergröße. Dieser Wert wird für die nachfolgende Einstellung des betreffenden Parameters als Ausgangswert vorgegeben. Auf diese Weise kann das Verfahren erheblich beschleunigt werden.

[0061] Es werden dann im Verfahrensschritt IIIc die betreffenden Parameter optimal eingestellt.

[0062] Bei dem gezeigten Ausführungsbeispiel sind die Parameter bezüglich ihres Einflusses auf die anatomische Gesamtgeometrie des Modells hierarchisch geordnet. Je größer der geometrische Effekt eines Parameters ist, desto weiter oben steht er in der Hierarchie. Mit zunehmender Anzahl der Iterationsschritte S wird dabei die Anzahl der einstellbaren Modellparameter entsprechend der hierarchischen Ordnung erhöht.

[0063] D.h. im ersten Iterationsschritt S bzw. innerhalb des ersten Durchlaufs der Schleife werden im Schritt IIIc nur die Parameter der 1-ten Hierarchiestufe unterhalb der 0-ten Hierarchiestufe zur Einstellung des Modells genutzt. Beim zweiten Durchlauf ist es dann möglich, zunächst im Verfahrensschritt IIIa das Modell wieder erneut einer Translation, Rotation und Skalierung zu unterwerfen. Anschließend werden im Verfahrensschritt IIIb die noch nicht bestimmten Modellparameter der 2-ten Hierarchiekategorie durch bereits bestimmte Parameter abgeschätzt, die dann im Schritt IIIc zur Einstellung hinzugenommen werden. Dieses Verfahren wird dann n -mal wiederholt, wobei im n -ten Iterationsschritt alle Parameter der n -ten Stufe optimiert werden und wiederum im letzten Schritt IIId des Iterationsschrittes S geklärt wird, ob noch weitere Parameter zur Verfügung stehen, die bisher noch nicht optimiert wurden. Anschließend beginnt wiederum ein neuer, $(n+1)$ -ter Iterationsschritt, wobei erneut das Modell zunächst entsprechend verschoben, rotiert oder skaliert wird und schließlich der Reihe nach wieder alle Parameter eingestellt werden können, wobei nun auch die Parameter der $(n+1)$ -ten Kategorie zur Verfügung stehen. Anschließend wird im Verfahrensschritt IIId erneut geprüft, ob alle Parameter individualisiert sind, d.h. ob noch Parameter existieren, die noch nicht optimiert wurden, oder ob bereits die gewünschte Anpassung erreicht ist.

[0064] Die [Fig. 6a](#) bis [Fig. 6c](#) zeigen einen sehr einfachen Fall für einen solchen Anpassungsprozess. In dieser Figur ist das Modell M wegen der besseren Übersichtlichkeit wieder als durchgehende Oberfläche dargestellt. [Fig. 6a](#) zeigt die Zielstruktur Z mit dem dagegen verschobenen Modell M . Durch eine einfache Translation, Rotation und Skalierung erreicht man dann das in [Fig. 6b](#) dargestellte Bild, in dem das Modell M schon relativ gut an die Zielstruktur Z angepasst ist. Durch eine Einstellung weiterer, untergeordneter Parameter erhält man schließlich die in [Fig. 6c](#) erreichte Anpassung.

[0065] Durch das oben beschriebene Iterationsverfahren wird sichergestellt, dass eine möglichst zeitsparende und effektive Anpassung erfolgt. Während der Anpassung können dabei jederzeit sowohl die Zielstruktur Z als auch das zugehörige Modell M

sowie aktuell berechnete Abweichungswerte bzw. der aktuell berechnete Wert einer Abweichungsfunktion auf dem Bildschirm **6** der Konsole **5** dargestellt werden. Außerdem können die Abweichungen auch wie in den [Fig. 6a](#) bis [Fig. 6c](#) dargestellt visualisiert werden. Zusätzlich kann auch die Visualisierung der Abweichung durch entsprechende Farbgebung erfolgen.

[0066] Die untergeordneten Hierarchieklassen ergeben sich aus der quantitativen Analyse des Geometrieinflusses. Dazu wird jeder Parameter verändert und die resultierende Abweichung des geometrisch veränderten Modells zum Ausgangszustand berechnet. Diese Abweichung kann beispielsweise durch die Summe der geometrischen Abstände von korrespondierenden Modelldreiecken quantifiziert werden, wenn dreiecksbasierende Oberflächenmodelle wie in [Fig. 9](#) dargestellt verwendet werden. Durch eine Vorgabe von numerischen Intervallen für die Abweichung können dann die Parameter in die Hierarchieklassen eingeteilt werden. Dabei ist es durchaus wahrscheinlich, dass verschiedene Parameter in die gleiche Hierarchiekategorie fallen. Abhängig ist dies unter anderem von der Breite der numerischen Intervalle für die Abweichungen. Diese Parameter in derselben Hierarchiekategorie werden wie oben erläutert innerhalb eines bestimmten Iterationsschritts S gleichzeitig erstmals zur Veränderung angeboten bzw. bei einem automatischen Anpassungsverfahren entsprechend automatisch verändert.

[0067] Wie bereits erwähnt, werden vorzugsweise bei diesem Verfahren Modellparameter verwendet, welche direkt mit einem oder mehreren Positionen bestimmter anatomischer Marker des Modells verbunden sind. Dies hat zum einen den Vorteil, dass nur medizinisch sinnvolle Transformationen des Modells durchgeführt werden. Zum anderen hat dies den Vorteil, dass der medizinisch ausgebildete Benutzer in der Regel diese anatomischen Landmarken kennt und daher recht gut mit diesen Parametern umgehen kann. Beispiele für solche Parameter sind die Positionen der in [Fig. 8](#) an einem Schädelmodell eingezeichneten anatomischen Landmarken L , L_1 , L_2 oder die Distanzen zwischen den einzelnen Landmarken, wie die Distanz d_0 zwischen den anatomischen Landmarken L_1 , L_2 im Mittelpunkt der Orbitahöhlen (Augenhöhlen). Um bei einem manuellen Eingriff eines Bedieners in den automatischen Anpassungsprozess diesen Abstand d_0 der Orbitahöhlen einzustellen, kann der Benutzer beispielsweise mittels eines Mauszeigers eine der anatomischen Landmarken L_1 , L_2 auswählen und deren Position interaktiv verändern. Die Geometrie des Modells wird dann automatisch passend mitverformt.

[0068] Bei einer Variation eines Modellparameters, welcher einen Abstand zwischen zwei anatomischen Landmarken des Normmodells M umfasst, wird vor-

zugsweise die Geometrie des Normmodells in einem Bereich entlang einer Geraden zwischen den anatomischen Landmarken proportional zur Abstandsänderung verformt. Bei einer Variation eines Modellparameters, welcher eine Veränderung der Position einer ersten anatomischen Landmarke relativ zu einer benachbarten Landmarke umfasst, wird vorzugsweise die Geometrie des Normmodells M in einer Umgebung um die betreffende erste anatomische Landmarke herum in Richtung der betreffenden benachbarten Landmarken passend mitverformt. Dabei nimmt die Verformung vorteilhafterweise mit zunehmendem Abstand von der betreffenden ersten anatomischen Landmarke ab. D.h. die Verformung ist im engeren Bereich um die Landmarke stärker als in den weiter davon beabstandeten Bereichen, um die in den Figuren dargestellte Wirkung zu erreichen. Es sind aber auch andere Transformationsvorschriften denkbar, sofern diese zu anatomisch sinnvollen Transformationen führen. Dies ist ggf. von dem jeweils ausgewählten Modell abhängig.

[0069] Anhand der anatomischen Marker L , L_1 , L_2 an einem Schädelmodell kann auch ein typisches Beispiel verdeutlicht werden, bei dem die Abstände zwischen zwei Landmarken in unterschiedlichen Hierarchieklassen eingeordnet sind. So wird das in [Fig. 8](#) gezeigte Schädelmodell nicht nur durch den Abstand d_0 der beiden Orbitahöhlen bestimmt, sondern auch durch den Abstand der beiden Processi styloidei parametrisiert, bei denen es sich um kleine knöcherne Fortsätze an der Schädelbasis handelt (in der Ansicht in [Fig. 8](#) nicht erkennbar). Hier ist der geometrische Effekt des ersten Parameters, welcher den Orbitaabstand angibt, größer als der geometrische Effekt des zweiten Parameters, welcher den Abstand zwischen den Processi styloidei angibt. Dies lässt sich durch eine Geometrieänderung des Modells bei einer Parameterveränderung um einen Millimeter untersuchen. Da es sich bei den Processi styloidei um relativ kleine Strukturen handelt, wird sich die geometrische Modellveränderung auf einen kleinen Bereich um diese Knochenfortsätze beschränken. Demgegenüber stehen die relativ viel größeren Orbitahöhlen. Bei einer Veränderung des Orbitaabstands wird ein mehrfacher Anteil des Modells seine Geometrie verändern und zu einer erhöhten Abweichung führen. Daher ist der Parameter des Orbitaabstands in einer erheblich höheren Hierarchiekategorie angeordnet als die Veränderung des Abstands der Processi styloidei, da grundsätzlich Parameter mit einer größeren geometrischen Reichweite der Parameterhierarchie weiter oben stehen als Parameter mit einer eher lokalen Wirkung.

[0070] Sind schließlich alle einstellbaren Parameter individualisiert worden oder hat die Abweichungsfunktion ihren Minimalwert erreicht, so wird im Verfahrensschritt IV geprüft, ob die Abweichung des individualisierten Normmodells zum Datensatz, d.h.

zur Zielstruktur, ausreichend gering ist. Hierbei kann beispielsweise geprüft werden, ob der aktuell erreichte Abweichungswert einen Grenzwert unterschreitet. Ist dies nicht der Fall, so wird der automatische Prozess abgebrochen und die weitere Bearbeitung erfolgt – wie hier als Verfahrensschritt V schematisch dargestellt – auf konventionelle Weise. D.h. die Bild-daten werden dann von dem Bediener manuell ausgewertet und eine manuelle Zwischendiagnose erstellt. Sinnvollerweise wird im Falle eines solchen Abbruchs ein entsprechendes Signal an den Bediener ausgegeben, so dass dieser sofort erkennt, dass er den laufenden Prozess manuell weiterbearbeiten muss.

[0071] Ist dagegen die Anpassung des Normmodells M an die Zielstruktur Z ausreichend, so folgt im Verfahrensschritt VI die Segmentierung. Dies erfolgt in einer Separationseinheit 16, die ebenfalls – wie in [Fig. 1](#) schematisch dargestellt – als Softwaremodul innerhalb des Prozessors 11 realisiert ist. Hierbei werden alle Bildpunkte innerhalb der Schnittbilddaten selektiert, welche sich innerhalb einer Kontur des Modells bzw. eines bestimmten Modell-Teils entsprechend der gemäß der diagnostischen Fragestellung relevanten anatomischen Struktur befinden. Hierzu werden beispielsweise alle übrigen Daten gelöscht, so dass lediglich die gewünschten Bildpunkte übrig bleiben.

[0072] Im Verfahrensschritt VII werden dann vollautomatisch die gesamten segmentierten Daten so aufbereitet, dass eine separierte Visualisierung der diagnostisch relevanten anatomischen Strukturen in Form der gewünschten Ergebnis-Bilder möglich ist. Dies erfolgt mit Hilfe einer graphischen Benutzeroberfläche. Es bietet sich an, hierzu ein handelsübliches Programm zur Darstellung von dreidimensionalen Objekten zu nutzen, indem beispielsweise die Daten der separierten, relevanten (Teil-)Strukturen durch die Visualisierungseinheit entsprechend einer Schnittstelle eines solchen Programms aufbereitet werden.

[0073] In den [Fig. 7a](#) und [Fig. 7b](#) ist dargestellt, in welcher Form – beispielsweise bei einer Schädeluntersuchung – eine Visualisierung der relevanten Strukturen möglich ist. Dargestellt ist jeweils das Schädel-Normmodell nach [Fig. 5](#). [Fig. 7a](#) zeigt dieses Modell M nach Art einer Sprengzeichnung, wobei die wesentlichen Modell-Teile T_1 , T_2 , T_3 , T_4 , T_5 , T_6 , T_7 auf einem Ergebnis-Bild voneinander separiert dargestellt sind. Hierbei handelt es sich im Einzelnen um das Stirnbein T_1 (Os frontale), das rechte Scheitelbein T_2 (Os parietale dexter), das linke Scheitelbein T_3 (Os parietale sinister), den Gesichtsschädel T_4 (Viscreocranium), das Hinterhauptbein T_5 (Os occipitale), die Schädelbasis T_6 (Basis cranii interna), welche einen Teil des Hinterhauptbeins T_5 umfasst, und den Unterkiefer T_7 (Mandibula). In der [Fig. 7a](#) hän-

gen der Gesichtsschädel T_4 und die Schädelbasis T_6 (beinhaltet das Hinterhauptbein T_5) noch als ein gemeinsamer Teil zusammen. Sämtliche Teilstrukturen bzw. Modell-Teile T_1 , T_2 , T_3 , T_4 , T_5 , T_6 , T_7 können separat vom Benutzer auf einer graphischen Benutzeroberfläche markiert, beispielsweise mit einer Maus „angeklickt“ und durch virtuelles Drehen und Skalieren im Raum von allen Seiten separat betrachtet werden. In [Fig. 7b](#) ist der aus Gesichtsschädel T_4 und Schädelbasis T_6 (beinhaltet das Hinterhauptbein T_5) bestehende, zusammenhängende Schädelteil von oben dargestellt. Wie ein Vergleich der Bilder [Fig. 7a](#) und [Fig. 7b](#) mit [Fig. 5](#) sehr schnell zeigt, ist es aufgrund der separierten visuellen Darstellung der relevanten Strukturen (d.h. auch der Binnenstrukturen) möglich, Pathologien im Inneren einer komplexen Struktur einfacher festzustellen. So könnte bei dem gezeigten Beispiel einer Schädeluntersuchung selbst von unerfahrenem medizinischen Personal oder sogar von Laien auf einer Darstellung gemäß [Fig. 7b](#) ohne weiteres ein Bruch der Schädelbasis festgestellt werden. Bei der klassischen Auswertung von Schnittbilddaten ist dies dagegen nur erfahrenerem medizinischen Personal möglich.

[0074] Bei dem in [Fig. 2](#) dargestellten Ausführungsbeispiel erfolgt wie in den meisten Fällen die Visualisierung sofort. Sofern der Bearbeitungsprozess im Hintergrund läuft, erfolgt beispielsweise eine akustische und/oder optische Anzeige, dass der Prozess soweit fortgeschritten ist, dass eine Visualisierung erfolgen kann. Alternativ oder zusätzlich können die so erzeugten Ergebnisbilder, welche die diagnostisch relevanten anatomischen Strukturen voneinander separiert zeigen – bzw. die diesen Bildern zugrundeliegenden aufbereiteten Daten – zunächst zwischengespeichert werden, so dass sie später jederzeit aufgerufen werden können. Die Ergebnis-Bilder können vorzugsweise auch auf einem Printer, einer Filming-Station o.Ä. ausgegeben werden oder über ein Netzwerk an eine andere Stelle zur dortigen Darstellung auf einem Bildschirm oder dergleichen versandt werden.

[0075] In dem in [Fig. 2](#) dargestellten Ausführungsbeispiel werden außerdem Normabweichungen der verschiedenen separierten Strukturen von einem jeweils zugehörigen Normmodell bzw. Modell-Teil in den Ergebnis-Bildern markiert, um so eine Diagnose durch einen Bediener zu erleichtern. Dies erfolgt vorzugsweise in Kombination mit einem akustischen Signal, mit dem dem Bediener signalisiert wird, dass entsprechende Normabweichungen an bestimmten Stellen vorliegen.

[0076] Im Verfahrensschritt IX werden dann die weiteren Untersuchungsschritte festgelegt. Dies kann automatisch auf Basis der festgestellten Normabweichung oder auch manuell durch den Bediener erfolgen. Bei einer besonders bevorzugten Variante wer-

den automatisch auf Basis der Normabweichungen dem Bediener weitere Untersuchungsschritte vorgeschlagen, die dieser entweder übernehmen oder ablehnen oder auch ergänzen bzw. verändern kann.

[0077] Das vorgeschlagene Bildbearbeitungssystem dient daher nicht nur wie übliche Bildbearbeitungssysteme dazu, Bilder zum Betrachten aufzubereiten, sondern auch als modellbasiertes Expertensystem, welches zu einer schnelleren Erstellung und Absicherung von Zwischendiagnosen bei laufenden Schnittbilduntersuchungen führt. Das erfindungsgemäße Verfahren bzw. Bildbearbeitungssystem kann daher dazu beitragen, die gesamte Untersuchungszeit erheblich zu verringern und zudem die Qualität der Untersuchungsergebnisse zu verbessern. Insbesondere kann auch die eigentliche ärztliche Diagnose nach einer Untersuchung durch den geschilderten Ansatz optimiert werden, da dem Arzt durch die Zur-Verfügung-Stellung von Ergebnis-Bildern mit separierten relevanten anatomischen Strukturen – ggf. gemeinsam mit bereits erfolgten Markierungen von Normabweichungen – die Erkennung von möglichen Pathologien erheblich erleichtert wird.

[0078] Es wird an dieser Stelle noch einmal ausdrücklich darauf hingewiesen, dass es sich bei den in den Figuren dargestellten Systemarchitekturen und Prozessen nur um Ausführungsbeispiele handelt, die vom Fachmann ohne weiteres im Detail verändert werden können. Insbesondere kann die Steuereinrichtung **3**, sofern sie beispielsweise mit einer entsprechenden Konsole eingerichtet ist, auch alle entsprechenden Komponenten des Bildrechners **10** aufweisen, um dort unmittelbar die Bildverarbeitung nach dem erfindungsgemäßen Verfahren durchzuführen. In diesem Fall bildet folglich die Steuereinrichtung **3** selbst das erfindungsgemäße Bildverarbeitungssystem, und eine weitere Workstation bzw. ein separater Bildrechner ist nicht erforderlich.

[0079] Es bietet sich im Übrigen an, bestehende Bildverarbeitungssysteme, in welchen bereits bekannte Nachverarbeitungsprozesse implementiert sind, mit einer erfindungsgemäßen Prozesssteuerungseinheit nachzurüsten, um auch diese Anlagen gemäß dem vorstehend beschriebenen erfindungsgemäßen Verfahren zu nutzen. In vielen Fällen reicht ggf. auch ein Update der Steuerungssoftware mit geeigneten Steuerungs-Softwaremodulen aus.

Patentansprüche

1. Verfahren zur automatischen Erzeugung von Ergebnis-Bildern eines Untersuchungsobjekts anhand von Schnittbilddaten des Untersuchungsobjekts, bei dem
– zunächst in Abhängigkeit von einer diagnostischen Fragestellung eine Zielstruktur (Z) in den Schnittbilddaten (D) ermittelt wird,

– entsprechend der Zielstruktur (Z) ein anatomisches Normmodell (M) ausgewählt wird, dessen Geometrie anhand von Modellparametern ($t_x, t_y, t_z, r_x, r_y, r_z, d_0$) variierbar ist,

– das Normmodell (M) automatisch an die Zielstruktur (Z) in den Schnittbilddaten (D) angepasst wird,

– dann die Schnittbilddaten auf Basis des angepassten Normmodells (M) segmentiert werden, wobei bezüglich der diagnostischen Fragestellung relevante anatomische Strukturen des Untersuchungsobjekts separiert werden, indem alle die Bildpunkte innerhalb der Schnittbilddaten selektiert werden, die innerhalb einer Kontur des angepassten Normmodells (M) und/oder zumindest eines Modell-Teils (T_1, T_2, T_3, T_4, T_5) entsprechend der relevanten anatomischen Strukturen liegen oder maximal um einen bestimmten Differenzwert davon abweichen,

– und anschließend die relevanten anatomischen Strukturen separiert visualisiert und/oder für eine spätere Visualisierung gespeichert werden.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass während der Anpassung jeweils auf Grundlage einer bestimmten Abweichungsfunktion ein aktueller Abweichungswert zwischen dem modifizierten Normmodell (M) und der Zielstruktur (Z) ermittelt wird.

3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Modellparameter ($t_x, t_y, t_z, r_x, r_y, r_z, d_0$) in einem automatischen Anpassungsverfahren so verändert werden, dass der Abweichungswert minimiert wird.

4. Verfahren nach Anspruch 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, dass vor der Segmentierung automatisch geprüft wird, ob bei der Anpassung des Normmodells (M) an die Zielstruktur (Z) ein minimaler Abweichungswert erreicht wird, der unterhalb eines vorgegebenen Schwellenwerts liegt und das Verfahren andernfalls zur weiteren manuellen Bearbeitung der Schnittbilddaten abgebrochen wird.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass zumindest eine separierte anatomische Struktur des Untersuchungsobjekts automatisch auf Normabweichungen überprüft wird.

6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass ermittelte Normabweichungen mit der zugehörigen separierten anatomischen Struktur graphisch visualisiert und/oder einem Bediener akustisch signalisiert werden.

7. Verfahren nach Anspruch 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, dass das Untersuchungsobjekt auf Basis von ermittelten Normabweichungen automatisch klassifiziert wird.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass das Normmodell (M) in mehreren Iterationsschritten an die Zielstruktur (Z) in den Schnittbilddaten (D) anhand von Modellparametern ($t_x, t_y, t_z, r_x, r_y, r_z, d_0$) angepasst wird, welche bezüglich ihres Einflusses auf die anatomische Gesamtgeometrie des Modells (M) hierarchisch geordnet sind, und dabei mit zunehmender Anzahl der Iterationsschritte die Anzahl der einstellbaren Modellparameter ($t_x, t_y, t_z, r_x, r_y, r_z, d_0$) entsprechend ihrer hierarchischen Ordnung erhöht wird.

9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Modellparameter ($t_x, t_y, t_z, r_x, r_y, r_z, d_0$) jeweils einer Hierarchiekategorie zugeordnet sind.

10. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Zuordnung eines Modellparameters ($t_x, t_y, t_z, r_x, r_y, r_z, d_0$) zu einer Hierarchiekategorie auf Basis einer Abweichung in der Modellgeometrie erfolgt, welche auftritt, wenn der betreffende Modellparameter ($t_x, t_y, t_z, r_x, r_y, r_z, d_0$) um einen bestimmten Wert verändert wird.

11. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass verschiedenen Hierarchieklassen bestimmte Wertebereiche von Abweichungen zugeordnet sind.

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass als Normmodelle (M) auf Dreiecksbasis erzeugte Oberflächenmodelle verwendet werden.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass die Modellparameter so jeweils mit einer Position zumindest einer anatomischen Landmarke verknüpft sind, dass das Modell (M) für jeden Parametersatz eine anatomisch sinnvolle Geometrie aufweist.

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Zielstruktur (Z) in den Schnittbilddaten (D) zumindest teilweise automatisch mittels eines Konturanalyseverfahrens ermittelt wird.

15. Computerprogrammprodukt, welches direkt in einen Speicher eines programmierbaren Bildbearbeitungssystems ladbar ist, mit Programmcode-Mitteln, um alle Schritte eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 14 auszuführen, wenn das Programmprodukt auf dem Bildbearbeitungssystem ausgeführt wird.

16. Bildbearbeitungssystem (1) zur automatischen Erzeugung von Ergebnis-Bildern eines Untersuchungsobjekts anhand von Schnittbilddaten des Untersuchungsobjekts, mit
– einer Schnittstelle (13) zum Empfang der gemessenen

nen Schnittbilddaten,

– einer Zielstrukturermittlungseinheit (17) zur Ermittlung einer Zielstruktur (Z) in den Schnittbilddaten (D) in Abhängigkeit von einer diagnostischen Fragestellung,

– einer Speichereinrichtung (12) mit einer Anzahl von anatomischen Normmodellen (M) für verschiedene Zielstrukturen (Z) in den Schnittbilddaten (D), deren Geometrie jeweils anhand von bestimmten Modellparametern ($t_x, t_y, t_z, r_x, r_y, r_z, d_0$) variierbar ist,

– einer Auswahleinheit (14) zur Auswahl eines der anatomischen Normmodelle (D) entsprechend der ermittelten Zielstruktur (Z),

– einer Adaptionseinheit (15), um das ausgewählte Normmodell (M) an die Zielstruktur (Z) in den Schnittbilddaten (D) anzupassen,

– einer Segmentierungseinheit (16), um die Schnittbilddaten auf Basis des angepassten Normmodells zu segmentieren und dabei bezüglich der diagnostischen Fragestellung relevante anatomische Strukturen des Untersuchungsobjekts zu separieren, indem alle die Bildpunkte innerhalb der Schnittbilddaten selektiert werden, die innerhalb einer Kontur des angepassten Normmodells (M) oder eines Modell-Teils entsprechend der relevanten anatomischen Strukturen liegen oder maximal um einen bestimmten Differenzwert davon abweichen,

– und einer Visualisierungseinheit (18), um die relevanten anatomischen Strukturen automatisch separiert zu visualisieren und/oder für eine spätere Visualisierung zu speichern.

17. Modalität zum Messen von Schnittbilddaten eines Untersuchungsobjekts, umfassend ein Bildbearbeitungssystem (1) nach Anspruch 16.

Es folgen 8 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

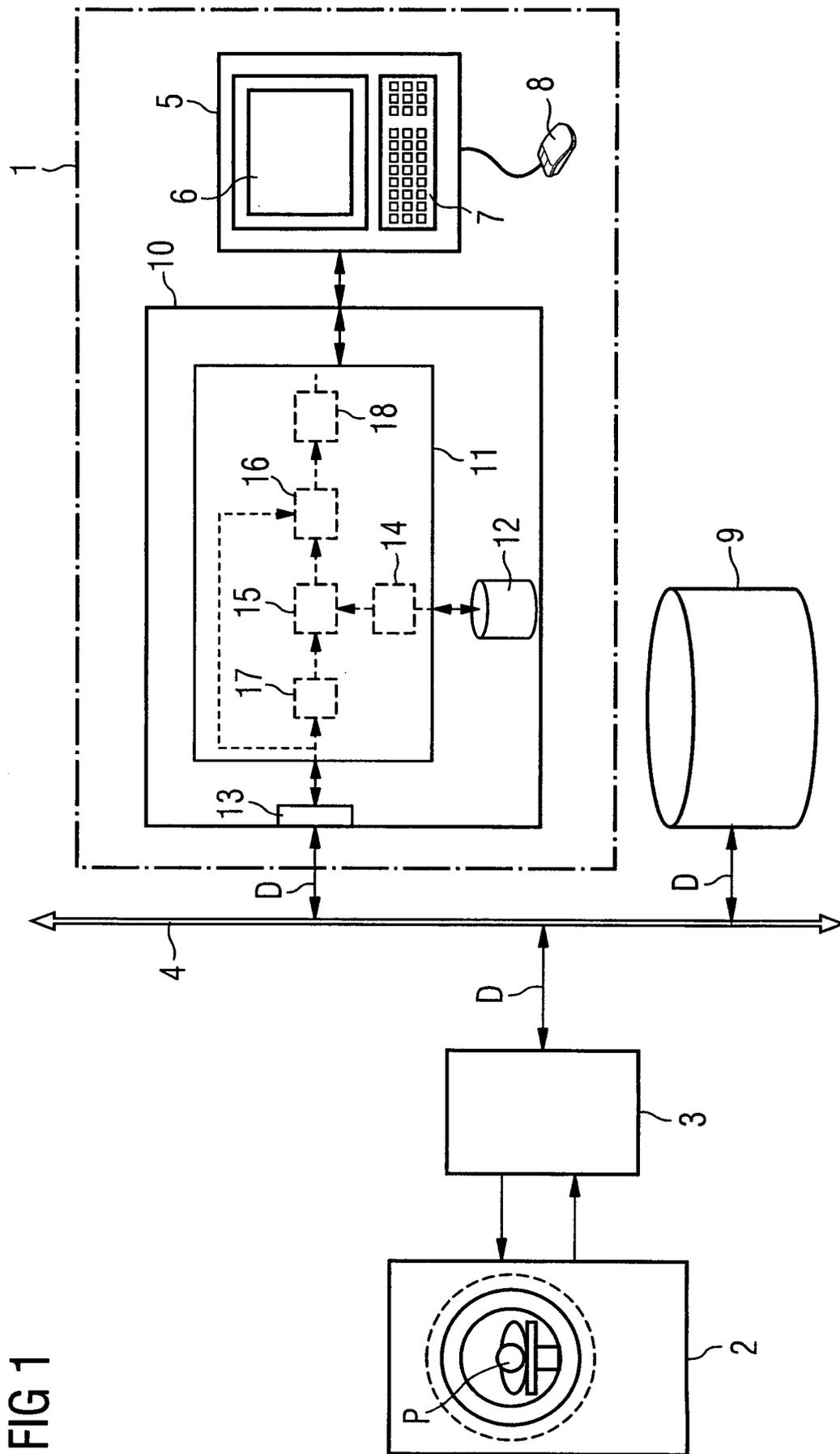


FIG 1

FIG 2

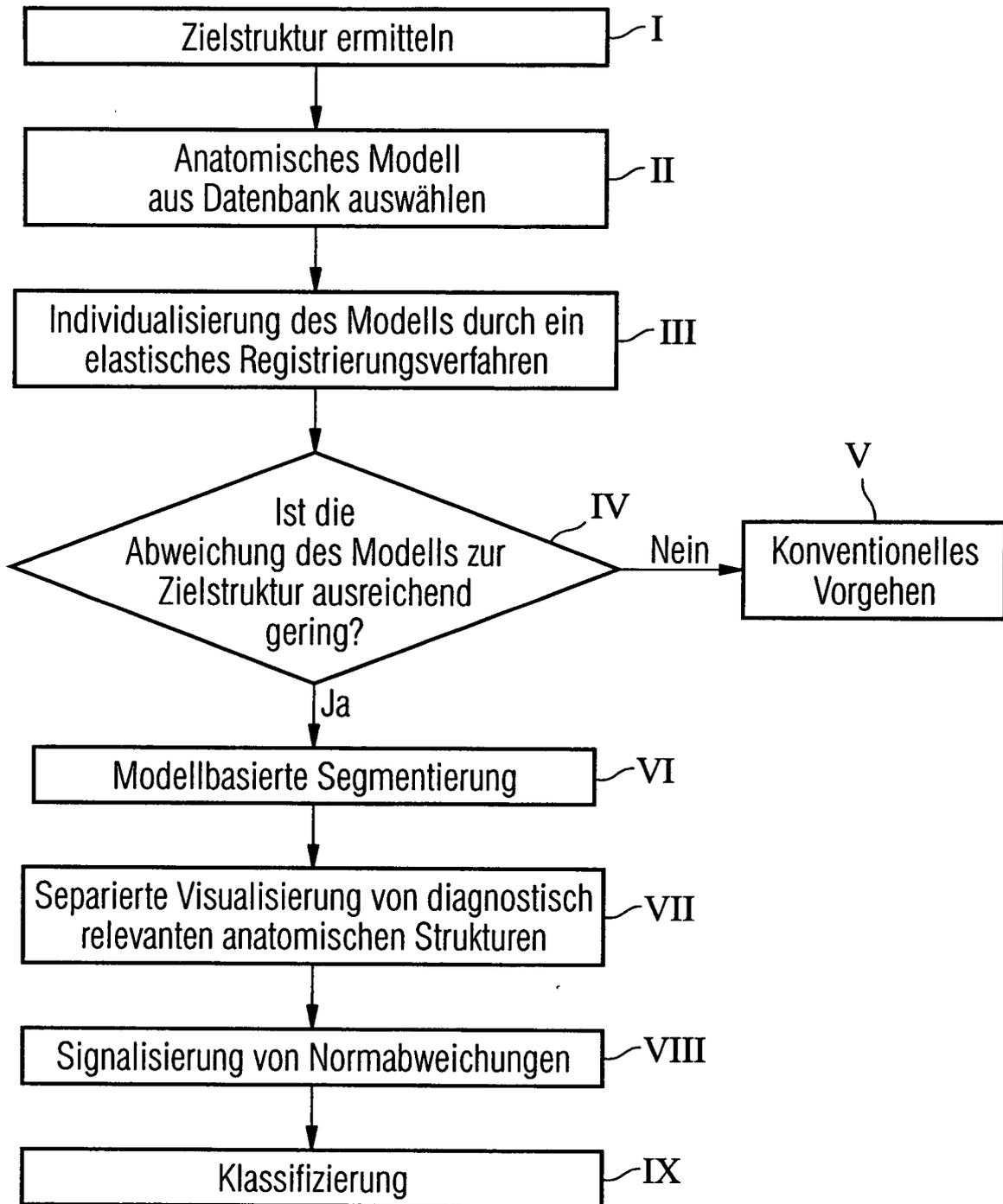


FIG 3

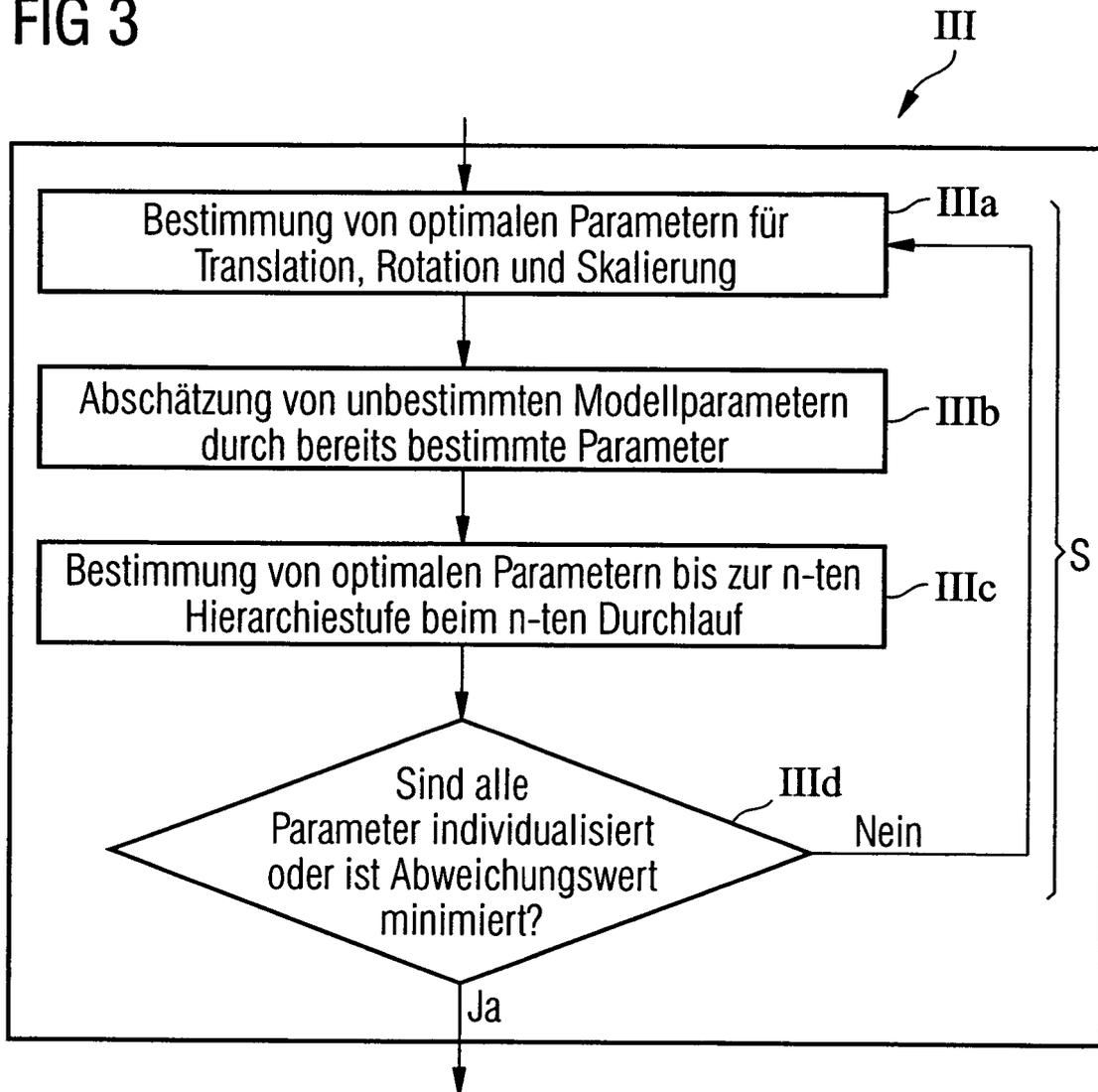


FIG 4

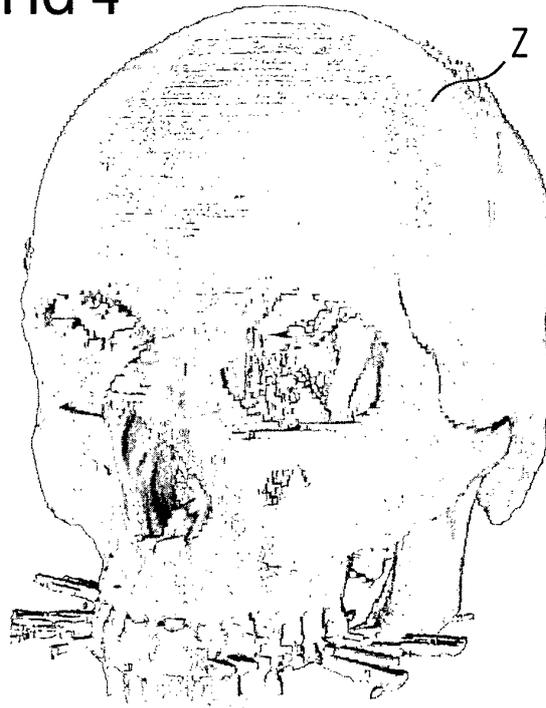


FIG 5

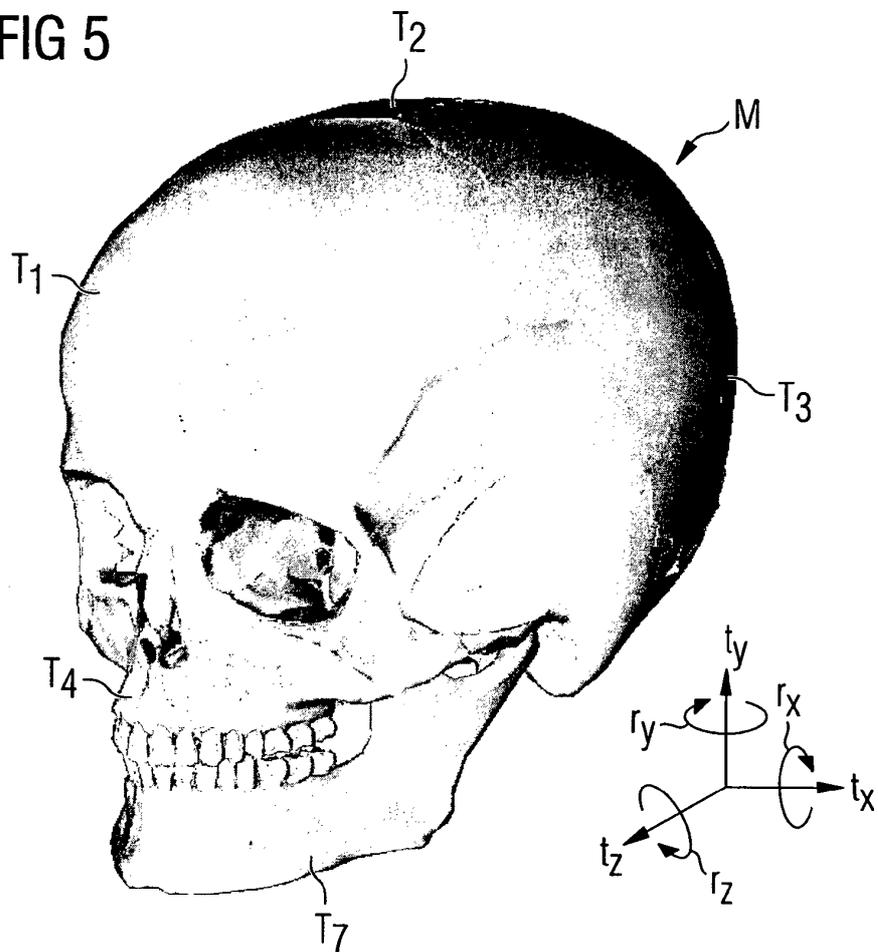


FIG 6A

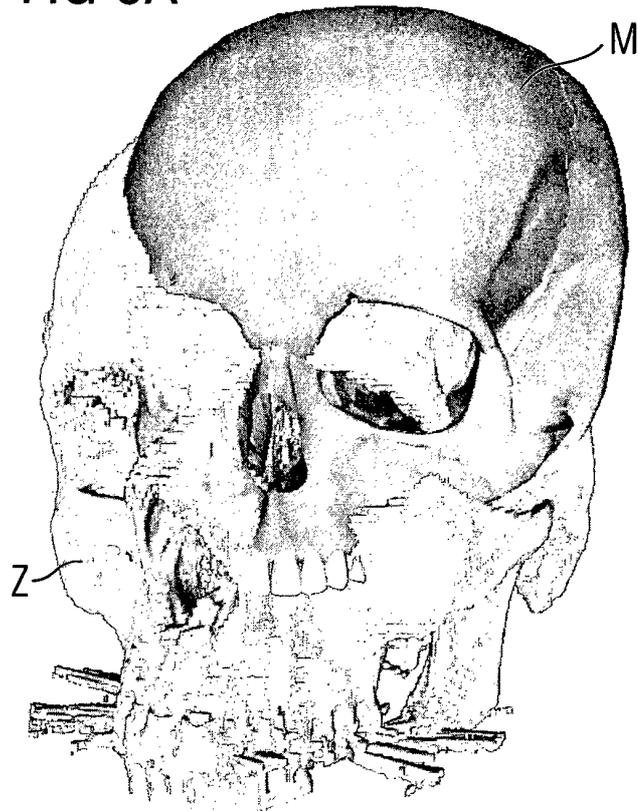


FIG 6B

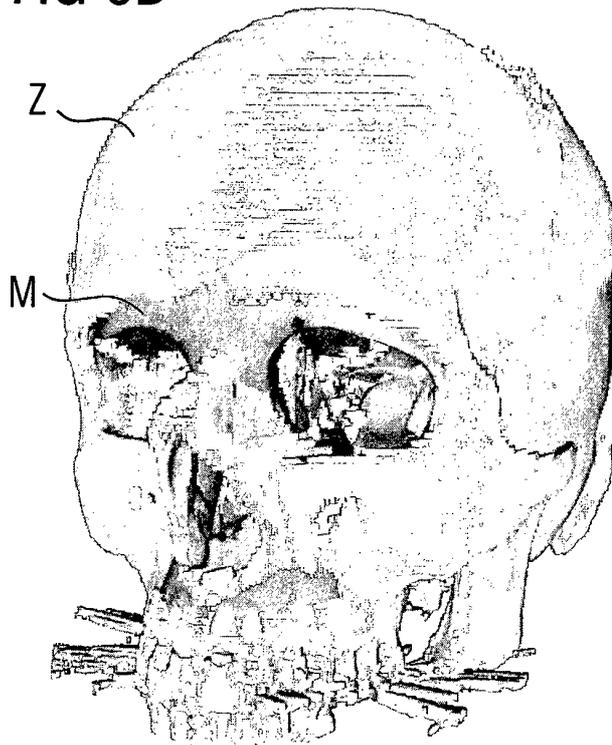


FIG 6C

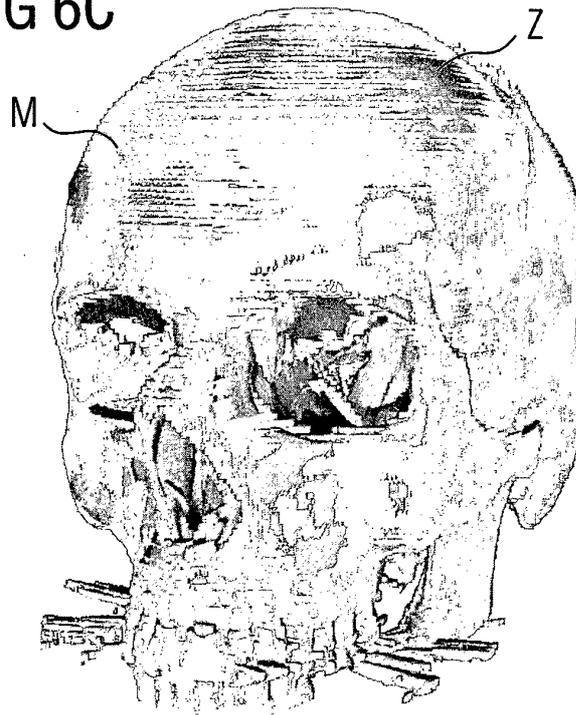


FIG 7A

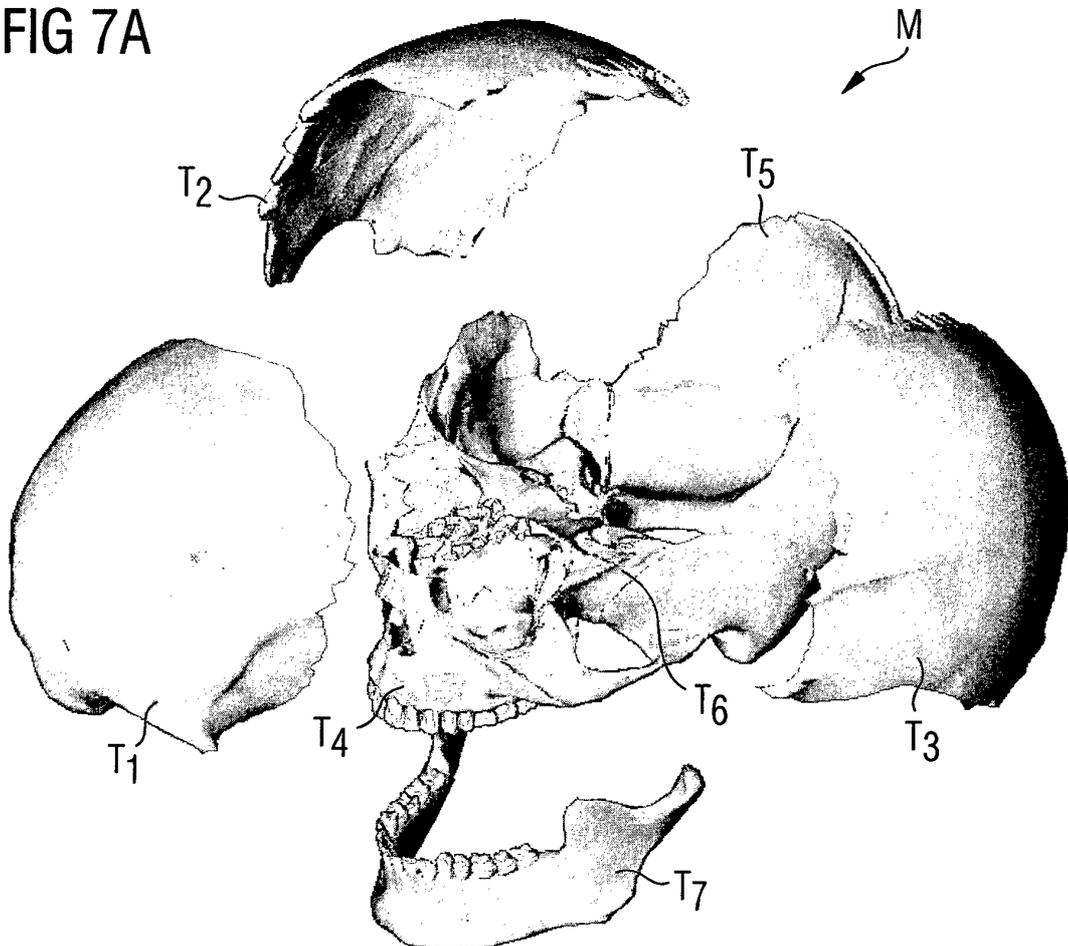


FIG 7B

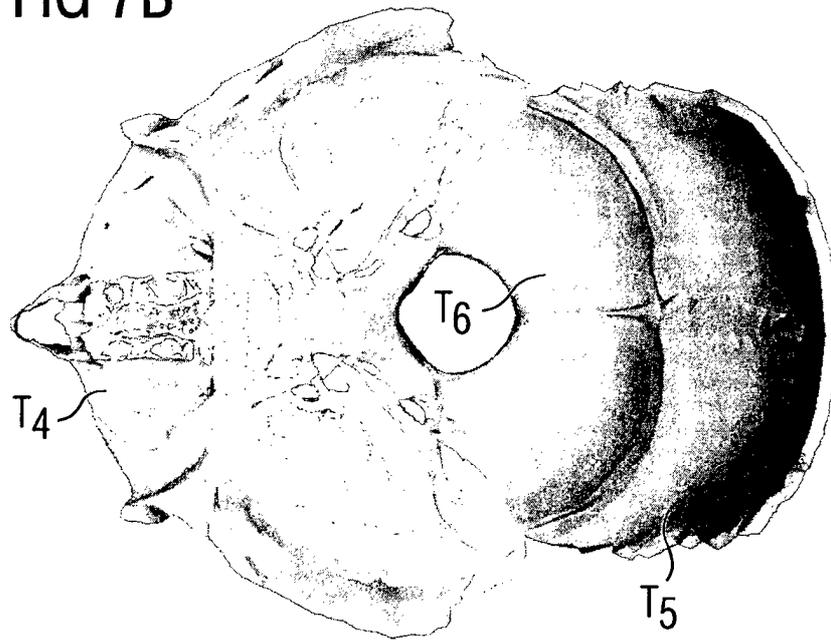


FIG 8

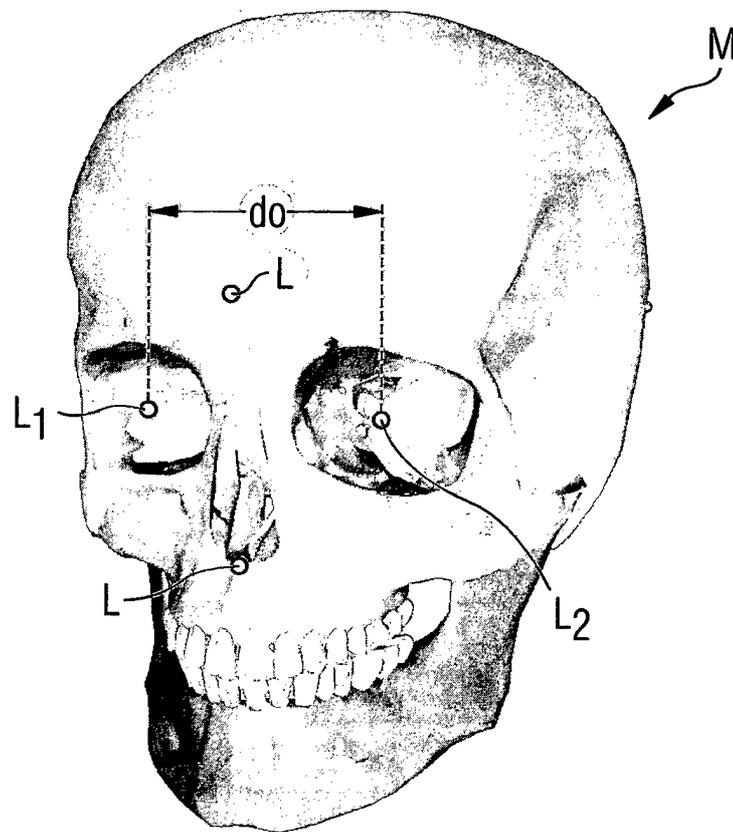


FIG 9

