(19) österreichisches patentamt

(10) **AT 509 233 A4 2011-07-15**

(12) # Österreichische Patentanmeldung

(21) Anmeldenummer: A 348/2010
(22) Anmeldetag: 04.03.2010
(43) Veröffentlicht am: 15.07.2011

(51) Int. Cl. : ***G06T 7/00*** (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01)

(56) Entgegenhaltungen:
JP 2004-113484A
US 2008/0137932A1
WO 2009/084995A1

(73) Patentanmelder:
MEDIZINISCHE UNIVERSITÄT WIEN
A-1090 WIEN (AT)

(72) Erfinder:
RINGL HELMUT DR.
SCHWECHAT (AT)
TOTH DANIEL
WIEN (AT)

(54) **VERFAHREN UND VORRICHTUNG ZUR VERARBEITUNG VON CT-BILDDATEN EINES KNOCHEN ENTHALTENDEN KÖRPERBEREICHS EINES PATIENTEN**

(57) Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Verarbeitung von mittels eines Computertomographen (CT) erzeugten dreidimensionalen Bilddaten eines Knochen (K) enthaltenden Körperbereichs eines Patienten, wobei die 3D-Bilddaten die jeweilige ortsabhängige Strahlungsabschwächung des Körperbereichs enthalten, wobei jene Bilddaten als Oberfläche (0) der Knochen (K) innerhalb des Körperbereichs ermittelt werden, welche einen vorgegebenen Schwellwert (A_{S1}) der Strahlungsabschwächung überschreiten, und die Strahlungsabschwächung dieser als Knochenoberfläche (0) ermittelten Bilddaten sowie einer Anzahl (n) daran angrenzender Bilddaten vorzugsweise auf Null vermindert wird.

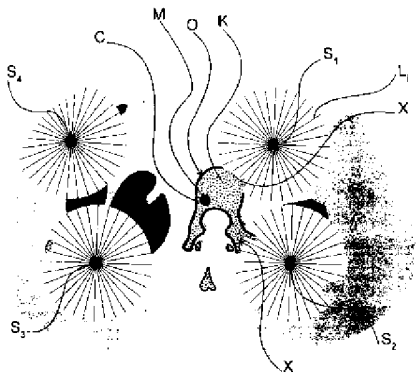


Fig 5

AT 509 233 A4 2011-07-15

Zusammenfassung:

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Verarbeitung von mittels eines Computertomographen (CT) erzeugten dreidimensionalen Bilddaten eines Knochen (K) enthaltenden Körperbereichs eines Patienten, wobei die 3D-Bilddaten die jeweilige ortsabhängige Strahlungsabschwächung des Körperbereichs enthalten, wobei jene Bilddaten als Oberfläche (O) der Knochen (K) innerhalb des Körperbereichs ermittelt werden, welche einen vorgegebenen Schwellwert (A_{S1}) der Strahlungsabschwächung überschreiten, und die Strahlungsabschwächung dieser als Knochenoberfläche (O) ermittelten Bilddaten sowie einer Anzahl (n) daran angrenzender Bilddaten vorzugsweise auf Null vermindert wird.

(Fig. 5)

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Verarbeitung von mittels eines Computertomographen erzeugten dreidimensionalen Bilddaten eines Knochen enthaltenden Körperbereichs eines Patienten, wobei die 3D-Bilddaten die jeweilige ortsabhängige Strahlungsabschwächung des Körperbereichs enthalten.

Ebenso betrifft die gegenständliche Erfindung eine Vorrichtung zur Durchführung eines solchen Bildverarbeitungsverfahrens.

Der Vollständigkeit halber wird festgehalten, dass die gegenständliche Erfindung auf die Verarbeitung von CT-Bildern sowohl von Menschen als auch Tieren gerichtet ist.

Insbesondere dient die gegenständliche Erfindung zur verbesserten Darstellung von Knochenmetastasen und anderen krankhaften Veränderungen des menschlichen oder tierischen Skeletts. Eine der häufigsten Lokalisationen für die Ansiedlung von Krebszellen (Metastasen) ist das Knochenmark, wobei vorwiegend das axiale Knochenskelett mit Wirbelsäule, Becken sowie Rippen betroffen ist. Knochenmetastasen und andere krankhafte Veränderungen des Skeletts von Menschen und anderen Säugetieren werden durch gängische Bildschnittverfahren, wie der Computertomographie, in der axialen Ebene primär erfasst. Neue Generationen von sogenannten Multidetektor-Computertomographen bieten eine ständig anwachsende räumliche Auflösung entlang der kraniokaudalen Achse eines Patienten mit einer proportional dazu anwachsenden Zahl an Axialbildern. Die Erkennung bzw. Detektion von krankhaften Veränderungen im Knochen verteilt auf mehrere 1.000 Bilder pro Untersuchung gestaltet sich für den befundenden Arzt besonders schwierig und zeitaufwändig, verbunden mit einer beträchtlichen Rate an übersehenen Metastasen. Eine rechtzeitige Erkennung pathologischer Veränderungen ist jedoch für die Prognose und die allfällige weitere Therapie der Patienten essentiell.

Knochen von Säugetieren bestehen im Wesentlichen aus zwei Hauptkomponenten, der sogenannten Corticalis bzw. Außenhülle und der Spongiosa, dem Inneren des Knochens. Die Corticalis weist üblicherweise eine Dicke von 1 bis 6 mm auf und ist durch besonders dichtes Material gekennzeichnet. Die Spongiosa hingegen ist schwammartig aufgebaut und weist eine entsprechend niedrigere

Dichtheit auf. In der Spongiosa ist das Knochenmark enthalten, wo sich vorwiegend Knochenmetastasen anlagern. Aufgrund der hohen Dichte der Corticalis der Knochen erscheinen die Ränder der Knochen in 3D-Rekonstruktionen bzw. Projektionsverfahren von CT-Bilddaten besonders hell, wodurch eine Erkennung von pathologischen Veränderungen im Inneren des Knochens, welche relativ dunkel erscheinen, bei diesen Darstellungsverfahren erschwert wird. Diese Verfahren (3D-Visualisierung bzw. Projektionsverfahren) sind aber nützlich um die Befundungszeit zu verkürzen bzw. die Detektion von pathologischen Veränderungen zu erleichtern.

Prinzipiell unterscheidet man zwischen zwei Arten von Knochenmetastasen. Osteoplastische Knochenmetastasen sind durch zusätzlichen Knochenaufbau charakterisiert und daher dichter als die umgebende Spongiosa. Osteolytische Metastasen weisen einen lokalisierten Knochenabbau auf und sind daher weniger dicht als die umgebende Spongiosa. Zur Darstellung beider Arten von Knochenmetastasen sind unterschiedliche Rekonstruktionsverfahren notwendig.

Durch entsprechende Verarbeitung der CT-Bilddaten können heutzutage bereits wesentliche Verbesserungen erzielt werden. Beispielsweise können zusätzliche dreidimensionale Rekonstruktionen der Bilddaten angefertigt werden, welche beispielsweise die Diagnose von Frakturen, die an der Oberfläche der Knochen erkennbar sind, erleichtern. Veränderungen, die im Inneren des Knochens liegen werden durch derartige Maßnahmen jedoch nicht erfasst und können durch derartige Methoden auch nicht angezeigt werden. Zusätzlich ist die Anfertigung von dreidimensionalen Rekonstruktionen, vor allem wenn die Daten vor der Rekonstruktion manuell segmentiert werden müssen um eine Darstellung der Veränderungen überhaupt zu ermöglichen, zeit- und rechneraufwendig und mit zusätzlichen Kosten verbunden.

Die DE 10 2005 036 999 A1 beschreibt eine Vorrichtung zur automatischen Detektion von Auffälligkeiten in medizinischen Bilddaten, wobei mittels eines Bestimmungsmoduls die Körperregion, die untersucht wurde, erkannt wird, um die Befundung durch den Radiologen zu erleichtern.

Die US 6,021,213 A beschreibt ein Bildverarbeitungsverfahren, bei dem über verschiedene Algorithmen die Corticalis und die Spongiosa eines Knochens segmentiert und zur Knochendichtemessung in der Osteoporosetherapie herangezogen werden.

In der DE 10 321 722 A1 wird ein Verfahren zur Erkennung von metastatischen Knochenläsionen beschrieben, wobei ein Knochenbild aus einem Doppel- oder Mehrfachenergiebildsatz genutzt wird und die Knochen von einem Hintergrund des Knochenbilds segmentiert werden.

Schließlich beschreibt auch die DE 10 2006 048 190 A1 ein Verfahren zur verbesserten Betrachtung von Rippenmetastasen, wobei die Rippen automatisch markiert und Änderungen in einer Struktur der Rippen automatisch detektiert werden.

Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist die Schaffung eines oben genannten Bildverarbeitungsverfahrens und einer entsprechenden Vorrichtung, durch welche eine verbesserte Projektion oder 3D-Darstellung von CT-Bildern eines Knochen enthaltenden Körperbereichs eines Patienten ermöglicht wird. Insbesondere soll eine verbesserte Detektion von Knochenmetastasen erzielt und die notwendige Zeit zur Erkennung dieser Veränderungen verkürzt werden. Der dafür erforderliche Rechen- und Kostenaufwand soll möglichst klein sein. Nachteile des Standes der Technik sollen vermieden oder zumindest reduziert werden.

Gelöst wird die Erfindung durch ein oben genanntes Bildverarbeitungsverfahren, wobei jene Bilddaten als Oberfläche der Knochen innerhalb des Körperbereichs ermittelt werden, welche einen vorgegebenen Schwellwert der Strahlungsabschwächung überschreiten, und die Strahlungsabschwächung dieser als Knochenoberfläche ermittelten Bilddaten sowie einer Anzahl daran angrenzender Bilddaten vorzugsweise auf Null vermindert wird. Erfindungsgemäß wird somit die dichte äußere Hülle der Knochen detektiert und aus den CT-Bilddaten eliminiert. Die Anzahl der an die als Knochenoberfläche ermittelten Bilddaten angrenzenden Bilddaten, die gelöscht werden sollen, wird entsprechend der zu erwartenden Dicke der Corticalis gewählt. Beispielsweise können 2 bis 10 Bildpunkte gelöscht bzw. deren Strahlungsabschwächung entsprechend

vorzugsweise auf Null vermindert werden. Zusätzlich wird die Strahlungsabschwächung vorzugsweise aller Bildpunkte, die außerhalb des Knochens liegen, ebenfalls auf Null gesetzt. Bildpunkte mit einer Strahlungsabschwächung gleich Null werden dann in den folgenden Projektionsverfahren bzw. 3D-Verfahren nicht dargestellt beziehungsweise wird dieser Wert von der Projektion ignoriert. Das gegenständliche Verfahren wird nach der Computertomopraphieaufnahme vorgenommen und erfordert keine Verlängerung der Untersuchungsdauer und auch keine zusätzliche Strahlungsbelastung des Patienten. In den resultierenden Bilddaten wird die für die Diagnose von Knochenmetastasen oder anderen pathologischen Veränderungen innerhalb der Spongiosa störende Corticalis entsprechend eliminiert bzw. unterdrückt, sodass mit herkömmlichen Rekonstruktionsmethoden eine raschere und sicherere Erkennung von Knochenmetastasen oder anderen Veränderungen im Knochen ermöglicht wird. Aus den bearbeiteten Bilddaten kann ein oder können mehrere Übersichtsbilder generiert werden, in denen sowohl osteolytische als auch osteoplastische Knochenmetastasen rasch und sicher zu erkennen sind. Es sind keine zusätzlichen Bearbeitungsschritte aus radiologisch technologischer Seite notwendig, sondern lediglich geringfügige Rechenleistung zur Überarbeitung der Bilddaten. Als Resultat liegt zumindest ein Bild, vorzugsweise für den gesamten dargestellten Körperbereich, vor, das dem Radiologen erlaubt, in wenigen Sekunden pathologische Knochenveränderungen zu erfassen und die Detektionsrate der Veränderungen im Vergleich zu axialen Rohbildern gemäß der gängigen Praxis deutlich zu erhöhen. Zusätzlich kann durch das gegenständliche Verfahren die notwendige Erfahrung des behandelnden Arztes zur sicheren und schnellen Erkennung pathologischer Veränderungen gesenkt werden.

Das Bildverarbeitungsverfahren kann direkt an den dreidimensionalen CT-Bilddaten vorgenommen werden. Alternativ dazu können die 3D-Bilddaten auch in eine Vielzahl von 2D-Bilddaten aufgeteilt werden und die 2D-Bilddaten sukzessive verarbeitet werden. Dabei ist es insbesondere für die Erkennung von Knochenmetastasen vorteilhaft, wenn die zweidimensionalen Bilddaten mit einer Schichtdicke zwischen 0,6 und 3 mm vorliegen. Durch eine derartige niedrige Schichtdicke und vorzugsweise ein sehr geringes Rekonstruktionsintervall von 0,4 bis 2 mm kann eine optimale Re-

konstruktion erzielt werden.

Gemäß einem Merkmal der Erfindung ist vorgesehen, dass jene Bilddaten ermittelt werden, welche einen vorgegebenen Schwellwert der Strahlungsabschwächung unterschreiten und die Strahlungsabschwächung dieser ermittelten Bilddaten vermindert wird. Auf diese Weise können für das gegenständliche Verfahren irrelevante Weichteile aus den CT-Bilddaten eliminiert werden. Auf ähnliche Weise können auch Störungen aus den Bilddaten, wie zum Beispiel einzelne Bildpunkte mit besonders hoher Strahlungsabschwächung, aus den Bilddaten eliminiert bzw. deren Strahlungsabschwächung vorzugsweise auf Null vermindert werden. Natürlich können die Bilddaten auch mit anderen herkömmlichen Filtermethoden vorbearbeitet werden. Es hat sich beispielsweise gezeigt, dass die Entfernung der Weichteile aus den Bilddaten dann schwierig ist, wenn vor der CT-Aufnahme intravenöse Kontrastmittel verabreicht wurden. In diesem Fall kann es zweckmäßig sein, eine Vorsegmentierung des Knochens vorzunehmen und sämtliche Bilddaten, die nicht dem erkannten Knochen entsprechen, zu eliminieren. Auf diese Weise können alle nicht interessierenden Weichteile außerhalb des Knochens aus den Bilddaten gelöscht werden. Die Vorsegmentierung des Knochens kann durch einen an sich bekannten Region Growing Algorithmus unter Auswahl eines sehr großzügigen Schwellwerts für die Strahlungsabschwächung vorgenommen werden. Dadurch wird gewährleistet, dass bei der Vorsegmentierung der gesamte Knochen mit Corticalis und allenfalls ein paar kleineren am Knochen anhaftenden Weichteilen verbleibt. Auf diese durch die Vorsegmentierung der Knochen bereinigten Bilddaten wird dann das erfindungsgemäße Bildverarbeitungsverfahren angewandt.

Die Ermittlung der Knochenoberfläche bzw. Corticalis kann dadurch erfolgen, dass jene Bilddaten aus den 3D- oder 2D-Bilddaten ermittelt werden, bei welchen die Differenz des Wertes der Strahlungsabschwächung und des Wertes der Strahlungsabschwächung der vorhergehenden Bilddaten einen vorgegebenen Schwellwert überschreitet. Auf diese Weise werden Dichtedifferenzen bzw. Dichtesprünge, die an der Grenzschicht zwischen Weichteil und Knochen auftreten, erkannt. Von diesen als Knochenoberfläche erkannten Bilddaten wird, wie oben erwähnt, eine vorbestimmte An-

zahl folgender Bilddaten eliminiert bzw. deren Strahlungsabschwächung vorzugsweise auf Null vermindert. Es wird also die Corticalis aus dem Bild entfernt. Erfahrungsgemäß kann zuerst die Knochenoberfläche identifiziert und danach entsprechend der vorgegebenen Dicke die Corticalis aus den Bilddaten gelöscht werden. Ebenso kann diese Verarbeitung auch gleich während der Berechnung an den ursprünglichen Bilddaten vorgenommen werden. Der aufbereitete Bilddatensatz enthält somit nur mehr die Spongiosa-Bereiche, allenfalls Reste der Corticalis und vorzugsweise keine Weichteile mehr. Ein nach dieser Methode aufbereiteter Bilddatensatz kann vorzugsweise durch eine sogenannte Maximum Intensity Projektion (MIP)-Rekonstruktion optimal dargestellt werden.

Alternativ zum obigen Verfahren kann auch zumindest ein Ausgangspunkt innerhalb der 3D-Bilddaten oder jeder 2D-Bilddaten ausgewählt und von jedem Ausgangspunkt aus allen 3D-Bilddaten des Volumens oder allen 2D-Bilddaten jeder Schicht um jeden Ausgangspunkt jene Bilddaten als Knochenoberfläche ermittelt werden, welche einen vorgegebenen Schwellwert der Strahlungsabschwächung überschreiten, und die Strahlungsabschwächung dieser als Knochenoberfläche ermittelten Bilddaten vorzugsweise auf Null vermindert werden. Bei diesem sogenannten Füllalgorithmus wird von einem oder mehreren Ausgangspunkten ausgegangen, von welchen aus die Umgebung (beispielsweise die umgebenden 8 Bildpunkte) danach untersucht wird, ob ein gewisser Schwellwert in der Strahlungsabschwächung überschritten wird. Wenn dies der Fall ist, wird der Bildpunkt gelöscht bzw. dessen Strahlungsabschwächung vermindert oder auf Null gesetzt, sodass er in einer MIP-Rekonstruktion nicht mehr sichtbar ist. Danach wird die Untersuchung im Viereck oder im Kreis um den Ausgangspunkt weitergeführt, bis das gesamte Volumen an Bilddaten oder die gesamte Schicht der Bilddaten bearbeitet ist.

Zusätzlich dazu ist es von Vorteil, wenn die Werte der Strahlungsabschwächung aller Bilddaten außerhalb der als Knochenoberfläche ermittelten Bilddaten vorzugsweise auf Null vermindert werden. Auf diese Weise können die Bereiche außerhalb der Knochen, welche für die Erkennung von Knochenmetastasen oder anderen pathologischen Veränderungen innerhalb der Spongiosa irrele-

vant sind, eliminiert werden.

Schließlich kann die Erkennung und Eliminierung der Corticalis auch dadurch erfolgen, dass zumindest ein Ausgangspunkt innerhalb der 3D-Bilddaten oder jeder 2D-Bilddaten ausgewählt und von jedem Ausgangspunkt aus alle 3D-Bilddaten des Volumens oder alle 2D-Bilddaten der Schicht hintereinander entlang einer Linie analysiert werden, und jene Bilddaten entlang dieser Linie als Knochenoberfläche ermittelt werden, welche einen vorgegebenen Schwellwert der Strahlungsabschwächung überschreiten. Die Strahlungsabschwächung dieser als Knochenoberfläche ermittelten Bilddaten und die entsprechende Anzahl folgender Bilddaten wird vorzugsweise auf Null vermindert und danach werden die Bilddaten des Volumens oder der Schicht entlang einer weiteren Linie analysiert, bis schließlich sämtliche Bilddaten analysiert wurden. Bei dieser sogenannten intelligenten Kreisstrahlenmethode wird von jedem Ausgangspunkt aus eine Linie gezogen und entlang dieser Linie jeder Bildpunkt abgetastet und schließlich bei Überschreitung einer gewissen Strahlungsabschwächung dieser Bildpunkt als Corticalis identifiziert. In diesem Fall wird die Corticalis entlang einer vorgebenen Dicke gelöscht und auch die Bildpunkte vor der Corticalis eliminiert. Danach wird vom selben Ausgangspunkt eine weitere Linie in eine andere Richtung gezogen und die entlang dieser Linie vorgesehenen Bildpunkte ebenso bearbeitet. Es wird also jeder Bildpunkt im Verlauf der Linie von Innen nach Außen auf Null gesetzt, wenn der Bildpunkt einen gewissen Schwellwert überschreitet, was einer Erkennung der Corticalis gleichkommt. Nach dem Löschen der Corticalis wird der Löschmodus auf dieser Linie beendet und mit der nächsten Linie begonnen. Dieser Corticalis-Löschmodus wird auch beendet, wenn die Strahlungsabschwächung bzw. der Dichtewert des gerade untersuchten Bildpunktes unterhalb eines gewissen Schwellwerts sinkt. Dies ist ein Indikator dafür, dass das Ende der Corticalis und somit die Spongiosa erreicht ist. Somit wird verhindert, dass bei einer dünnen Corticalis die angrenzende Spongiosa gelöscht wird. Bei Auswahl einer ausreichenden Anzahl von Ausgangspunkten resultiert innerhalb kürzester Zeit und ohne hohe Rechenleistung ein Bild, welches lediglich die Spongiosa der dargestellten Knochen des Körperbereichs zeigt, in dem Metastasen rascher und sicherer erkennbar sind.

Vorzugsweise werden von jedem Ausgangspunkt aus alle Bilddaten des Volumens oder Schicht hintereinander entlang einer Vielzahl von Linien, vorzugsweise in einem regelmäßigen Winkelabstand von 1° bis 10° zueinander, analysiert.

Als vorteilhaft hat es sich weiters erwiesen, wenn die Lage jedes Ausgangspunkts zufällig bestimmt wird.

Die Anzahl der an die als Knochenoberfläche ermittelten Bilddaten angrenzenden Bilddaten, deren Strahlungsabschwächung auf vorzugsweise Null vermindert wird, kann konstant, beispielsweise mit 3 bis 4, gewählt werden. Auf diese Weise wird ohne Rücksicht auf die dargestellte Körperregion und den jeweiligen Patienten immer dieselbe Dicke der Corticalis aus den Bilddaten eliminiert.

Da die Dicke der Corticalis nicht nur vom jeweiligen Knochen, sondern auch beispielsweise vom Alter des Patienten abhängt, ist es von Vorteil, wenn die Anzahl der Bilddaten, die von der Oberfläche des Knochens entfernt werden sollen, einstellbar ist. Dabei kann eine für sämtliche Bilddaten geltende Einstellung dieser Anzahl n, beispielsweise im Bereich zwischen 3 und 5, vorgenommen werden.

Noch bessere Ergebnisse werden dann erzielt, wenn die Anzahl n der an die als Knochenoberfläche ermittelten Bilddaten angrenzenden Bilddaten, deren Strahlungsabschwächung auf vorzugsweise Null vermindert werden soll, in Abhängigkeit der räumlichen Lage der Bilddaten, vorzugsweise automatisch, eingestellt wird. Auf diese Weise kann auf die anatomische Situation Rücksicht genommen werden und beispielsweise von Wirbelkörpern, die üblicherweise eine dünnere Corticalis aufweisen, weniger Bildpunkte eliminiert werden als von Beckenknochen, die üblicherweise einen dickere Corticalis aufweisen. Dadurch kann auch verhindert werden, dass zu viele Bilddaten eliminiert werden bzw. deren Strahlungsabschwächung vermindert wird und somit interessierende Bereiche der Spongiosa gelöscht werden.

Vorzugsweise werden die verarbeiteten 3D-Bilddaten gespeichert,

sodass diese für nachfolgende Rekonstruktionen und Darstellungen zur Verfügung stehen.

Zusätzlich zu den verarbeiteten Bilddaten können auch jene Bilddaten gespeichert werden, deren Werte der Strahlungsabschwächung vorzugsweise auf Null vermindert wurden. Das zusätzliche Speichern einer derartigen Löschmatrix kann zur Qualitätssicherung, aber auch für andere nachträgliche Aussagen herangezogen werden.

Aus den verarbeiteten 3D-Bilddaten kann ein dreidimensionales Bild des Körperbereichs oder zumindest ein zweidimensionales Schnittbild, vorzugsweise eine Serie an zweidimensionalen Schnittbildern automatisch hintereinander als Film rekonstruiert und angezeigt werden. Dies erlaubt dem behandelnden Radiologen eine besonders rasche Erkennung von Knochenmetastasen oder anderen pathologischen Veränderungen innerhalb der Spongiosa der Knochen des betrachteten Körperbereichs.

Wenn die Rekonstruktion mittels einer Maximum Intensity Projektion (MIP) vorgenommen wird, können insbesondere osteoplastische Knochenmetastasen besonders gut dargestellt werden.

Durch Rekonstruktion mittels einer Minimum Intensity Projektion (MinIP) können hingegen insbesondere osteolytische Metastasen besser angezeigt werden.

Ebenso kann die Rekonstruktion auch mittels einer sogenannten Average Methode vorgenommen werden. Die genannten Rekonstruktionsmethoden können auch kombiniert werden, sodass sämtliche Veränderungen innerhalb der Spongiosa, insbesondere sowohl osteolytische als auch osteoplastische Knochenmetastasen, mit entsprechender Sicherheit erkannt werden können.

Ebenso kann die Rekonstruktion mittels einer VRT (Volume Rendering Technik)-Methode vorgenommen werden. Dabei werden den vorbearbeiteten Bildpunkten für einzelne Dichtebereiche einzelne Farbwerte und Transparenzwerte zugewiesen, um ebenfalls Metastasen verschiedener Arten auf einem einzigen Bild darzustellen.

Zusätzlich können die oben erwähnten Rekonstruktionsverfahren

miteinander in ein Kombinations-Projektionsverfahren verbunden werden, sodass beispielsweise die Maxima einer MIP und die Minima einer MinIP in ein Bild farbcodiert übertragen werden. Dabei können osteoplastische Metastasen einen vorgegebenen Farbwertebereich (beispielsweise rot) als auch die osteolytischen Metastasen einen vorgegebenen Farbwertebereich (beispielsweise gelb) erhalten, sodass sie auf einem einzigen Projektionsbild bzw. 3D-Bild eindeutig erkennbar sind. Wichtig bei den oben erwähnten Rekonstruktionsverfahren ist, dass jene Bildpunkte, deren Strahlungsabschwächung vorzugsweise auf Null vermindert wurde, gar nicht in die Berechnung der Bilder einbezogen werden. Insbesondere bei einer Rekonstruktion mittels einer Minimum Intensity Projektion (MinIP) würden derartige Bildpunkte mit einer Strahlungsabschwächung gleich Null die Darstellungen unbrauchbar machen. Aus diesem Grunde müssen die nach obigem Verfahren identifizierten Bildpunkte bei der Rekonstruktion entsprechend ignoriert werden.

Vorteilhafterweise werden die rohen Bilddaten vor der Rekonstruktion einem Rauschunterdrückungs- oder Weichzeichner-Verfahren unterworfen. Dabei können verschiedene aus der Bildverarbeitung bekannte Rauschunterdrückungs-Filter und Weichzeichner eingesetzt werden. Insbesondere ist die Darstellung osteolytischer Metastasen schwieriger, da ihre Strahlungsabschwächung bzw. Dichte innerhalb des Rauschens der Spongiosa liegt. In diesem Fall ist es vorteilhaft, entsprechende Rauschunterdrückungs- bzw. Weichzeichner-Verfahren anzuwenden und dann Rekonstruktionen mittels einer MinIP oder VRT anzufertigen, um die osteolytischen Metastasen darstellen zu können.

Gelöst wird die erfindungsgemäße Aufgabe auch durch eine oben genannte Vorrichtung zur Durchführung eines oben beschriebenen Bildverarbeitungsverfahrens. Eine derartige Vorrichtung wird vorzugsweise durch einen entsprechenden Rechner, der mit den CT-Bilddaten gespeichert wird, gebildet. Aufgrund der relativen Einfachheit des vorliegenden Bildverarbeitungsverfahrens kann das Verfahren auch auf herkömmlichen Personalcomputern bzw. Notebooks in kürzester Zeit durchgeführt werden, ohne die Notwendigkeit einer Workstation mit entsprechend hoher Rechenleistung.

Die vorliegende Erfindung wird anhand der beigefügten Zeichnungen, welche verschiedene Schritte des erfindungsgemäßen Verfahrens und Anwendungsbeispiele zeigen, näher erläutert.

Darin zeigen:

Fig. 1 ein CT-Bild des Querschnitts des Oberkörpers eines Patienten und ein erläuterndes Schema des CT-Bildes;

Fig. 2 das CT-Bild und ein Schema gemäß Fig. 1 nach der Weichteilentfernung;

Fig. 3 das Schema eines erfindungsgemäßen Verfahrens zur Erkennung und Eliminierung der Corticalis;

Fig. 4 das resultierende zweidimensionale Bild nach Entfernung der Weichteile und der Corticalis;

Fig. 5 eine Ausführungsvariante des erfindungsgemäßen Verfahrens im Detail;

Fig. 6 und 7 Flussdiagramme einer Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens;

Fig. 8 und 9 eine coronale und sagittale MIP-Projektion von herkömmlichen CT-Bildern eines Patienten; und

Fig. 10 und 11 die coronale und sagittale MIP-Projektion gemäß den Fig. 8 und 9 nach Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens.

Fig. 1 zeigt links ein CT-Bild des Querschnitts des Oberkörpers eines Patienten, wobei neben dem Körperumriss und den Weichteilen auch ein Schnitt durch einen Wirbelkörper als Knochen K deutlich erkennbar ist. Das rechte Bild zeigt eine schematische Ansicht des CT-Bildes zur Erläuterung. Die dichte Corticalis C des Knochens K bzw. Wirbelkörpers ist im CT-Bild durch besonders hell erscheinende Umrisse erkennbar. Innerhalb des Wirbelkörpers befinden sich Knochenmetastasen M, welche durch die hell erscheinende Corticalis C des Knochens K in einer Projektion oder

einem 3D-Visualisierungsverfahren überlagert werden.

Fig. 2 zeigt das CT-Bild und Schema gemäß Fig. 1, bei welchem alle Bildpunkte, deren Strahlungsabschwächung einen vorgegebenen Schwellwert A_{S2} unterschreitet, eliminiert bzw. deren Strahlungsabschwächung vermindert oder auf Null gesetzt wurden. Durch diese Filtermethode können die Weichteile entfernt werden, die wenig dicht sind und wenig Kontrastmittel aufnehmen. Das Verfahren wird auch als Highlightning bezeichnet. Beim Highlightning wird das Bild punkteweise gescannt. Es können alle Bildpunkte gelöscht werden, deren Strahlungsabschwächung unter einem gewissen Grenzwert (z.B. 300 HU) liegt. Dadurch werden Strukturen, die unter den typischen Werten der Spongiosa und Corticalis C liegen, gelöscht. Weiters können alle Bildpunkte gelöscht werden, deren Strahlungsabschwächung über diesem Grenzwert liegt, in deren unmittelbarer Umgebung (z.B. 1 Feld in jede Richtung, 8 Felder insgesamt) aber nicht zumindest eine gewisse Anzahl (z.B.: 1) an weiteren Bildpunkten (Nachbarn) vorliegt, deren Strahlungsabschwächung über dem Grenzwert liegt. Dadurch wird das Rauschen (Punkte mit zufällig zu hohen Strahlungsabschwächungswerten) unterdrückt. Dennoch ist die sehr hell erscheinende Außenschicht des Knochens K nach wie vor dominierender Teil des Bildes.

Wie bereits oben erwähnt, kann es beispielsweise bei der Verwendung von intravenös verabreichten Kontrastmitteln vor der CT-Aufnahme zu Problemen bei der Weichteilentfernung kommen. In diesem Fall kann es zweckmäßig sein, eine Vorsegmentierung der Knochen, beispielsweise durch einen Region Growing Algorithmus, vorzunehmen. Dies kann beispielsweise derart erfolgen, dass innerhalb des Knochens K ein Ausgangspunkt gewählt wird, von dem aus sämtliche 3D-Bilddaten nach einem großzügig gewählten Schwellwert für die Strahlungsabschwächung abgetastet werden. Durch diesen Algorithmus kann also der Knochen K großzügig, d.h. samt Corticalis und allfälliger noch anhaftender Weichteile, erkannt und sämtliche außerhalb des Knochens liegende Weichteile eliminiert werden. Somit können die störenden Bilddaten eliminiert werden.

Fig. 3 zeigt die Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens, wo-

bei innerhalb der Bilddaten mehrere (hier 4) Ausgangspunkte S_1 bis S_4 ausgewählt werden. Von jedem Ausgangspunkt S_i aus werden entlang Linien L_i die Bilddaten analysiert und jene Bilddaten als Knochenoberfläche O bzw. Beginn der Corticalis C ermittelt, welche einen vorgegebenen Schwellwert A_{S1} der Strahlungsabschwächung überschreiten. Die Strahlungsabschwächung dieser als Knochenoberfläche O ermittelten Bilddaten und eine entsprechende Anzahl n folgender Bilddaten wird vorzugsweise auf Null vermindert und danach mit den Bilddaten entlang einer weiteren Linie L_i fortgefahren. Erfindungsgemäß wird also von den Ausgangspunkten S_i aus eine Art Löschstrahlen ausgesandt, welche die Weichteile und die Corticalis C löschen.

Fig. 4 zeigt das Ergebnis entsprechend bearbeiteter Bilddaten, wobei die Weichteile und die Corticalis C des Knochens K entfernt wurden. Die Bilddaten sind beispielsweise für eine MIP-Projektion fertig und eine Erkennung der Metastasen M wird erleichtert.

Fig. 5 zeigt die rechte Abbildung gemäß Fig. 3 im Detail. Dementsprechend werden die vorzugsweise randomisiert ausgewählten Ausgangspunkte S_i innerhalb der 3D- oder 2D-Bilddaten gesetzt und von jedem Ausgangspunkt S_i Linien L_i gelegt, entlang welcher die Bilddaten entsprechend verarbeitet werden. Angedeutet ist in Fig. 5 die Löschung der Bilddaten, sobald die Oberfläche O des Knochens K erkannt wurde (s. Pfeile X). Auf diese Weise können sowohl die Weichteile als auch die Corticalis des Knochens K entfernt und somit die Diagnose des inneren Bereichs des Knochens K, der Spongiosa, erleichtert werden.

Fig. 6 zeigt ein Flussdiagramm des erfindungsgemäßen Verfahrens. Gemäß Block 100 wird die computertomographische Untersuchung vorgenommen, resultierend in einer bestimmten Anzahl dreidimensionaler Bilddaten. Gemäß Block 101 werden die 3D-Bilddaten in eine Vielzahl an 2D-Bilddaten, beispielsweise 100 bis 200 2D-Bilddaten, vorzugsweise mit einer jeweiligen Schichtdicke zwischen 0,6 und 3 mm, aufgeteilt. Diese 2D-Bilddaten werden beginnend mit Schritt 102 gemäß dem nachfolgend beschriebenen Verfahren hintereinander verarbeitet. Gemäß Block 103 erfolgt die Entfernung der Weichteile, d.h. aller Bildpunkte mit einer Strah-

lungsabschwächung unterhalb eines vorgebenen Schwellwerts A_{S2}. Durch dieses sogenannte Highlightning werden störende Weichteile oder Artefakte außerhalb der knöchernen Strukturen eliminiert. Gemäß Block 104 wird ein Ausgangspunkt S_i innerhalb der 2D-Bilddaten vorzugsweise randomisiert ausgewählt. In Schritt 105 wird überprüft, ob dieser Punkt innerhalb der 2D-Bilddaten bereits gelöscht bzw. dessen Strahlungsabschwächung vermindert oder auf Null gesetzt wurde, oder knochendicht ist, also innerhalb eines Knochens K liegt. Gegebenenfalls wird entsprechend Schritt 106 mit einer Auswahl eines neuen Ausgangspunkts S_i gemäß Block 104 fortgefahren. Gemäß Verfahrensschritt 107 wird vom ausgewählten Ausgangspunkt S_i aus eine Linie L_i nach der anderen gewählt und die Oberfläche O eines Knochens K detektiert und alle Bildpunkte davor und entsprechend der Anzahl n nach der Oberfläche O des Knochens K gelöscht. Diese Schleife wird entsprechend der Anzahl an 2D-Bildern über Verfahrensschritt 108 wiederholt. Nach Beendigung des Verfahrens am letzten Satz an 2D-Bilddaten wird schlussendlich eine geeignete Projektionsmethode, zum Beispiel eine Maximum Intensity Projektion (MIP)-Rekonstruktionsmethode, angewandt (Block 109) und ein entsprechendes Bild angezeigt. Entsprechend der Anzahl an gewünschten Bildern wird das Verfahren entsprechend oft wiederholt (Block 110).

Fig. 7 zeigt ein weiteres Flussdiagramm des in Fig. 6 beschriebenen Verfahrens im Detail. Gemäß Verfahrensschritt 200 erfolgt das sogenannte Highlightning, d.h. sämtliche Bildpunkte mit einer Strahlungsabschwächung unterhalb eines vorgegebenen Schwellwerts A_{S2} werden gelöscht bzw. deren Strahlungsabschwächung auf vorzugsweise Null vermindert. Ausgehend von einem bestimmten Ausgangspunkt S_i wird gemäß Schritt 201 der nächste Bildpunkt entlang der Linie L_i ausgewählt und entlang der Linie L_i Bildpunkt für Bildpunkt fortgefahren (Schritt 202). Wenn gemäß Block 203 die Maximallänge der Linie L_i, also das Ende der 2D-Bilddaten erreicht ist, wird das Unterverfahren beendet und mit einer neuen Linie L_i dasselbe Verfahren fortgesetzt. Gemäß Block 204 wird untersucht, ob die Strahlungsabschwächung des Bildpunkts einen vorgegebenen Schwellwert A_{S1} überschritten hat. Ist dies nicht der Fall (siehe Block 205), wird wieder zu Schritt 200 zurückgekehrt. Liegt die Strahlungsabschwächung oberhalb des Schwellwerts A_{S1}, wird in den sogenannten Corticalis-Löschmodus umge-

schaltet und der Bildpunkt wird gelöscht. Danach wird gemäß Block 207 mit dem neuen Punkt fortgefahren und gemäß 208 überprüft, ob die voreingestellte Anzahl n jener Bildpunkte, die ab Erkennung der Oberfläche O des Knochens K gelöscht werden sollen, erreicht wurde. Danach wird gemäß Schritt 209 überprüft, ob die Strahlungsabschwächung dieses Bildpunkts ebenfalls oberhalb der Schwelle A_{S1} liegt. Wenn nicht, wird das Verfahren gemäß Block 210 beendet. Wenn hingegen auch dieser Bildpunkt über der Schwelle A_{S1} liegt, wird auch dieser Bildpunkt gemäß Block 211 gelöscht und zu Verfahrensschritt 212 gesprungen, wo ein neuer Bildpunkt entlang der Linie L_i ausgewählt wird und das Verfahren fortgesetzt wird.

Die Fig. 8 und 9 zeigen nunmehr eine coronale und sagittale MIP Projektion von CT-Bildern des gleichen Patienten ohne die Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens. Die Knochenmetastasen M sind nicht deutlich erkennbar.

Hingegen zeigen die Fig. 10 und 11 die gleichen Bilddaten wie Fig. 8 und 9 nach Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens, wobei Metastasen M in Beckenknochen und Wirbelkörpern wesentlich deutlicher erkennbar sind.

Dadurch, dass die Umgebung des Knochens, die Corticalis und auch vorzugsweise die Weichteile aus den Bilddaten entfernt wurden, kommen allfällige osteoplastische Knochenmetastasen bei einer Maximum Intensity (MIP)-Projektion und osteolytische Metastasen bei einer Minimum Intensity Projektion (MinIP)-Rekonstruktion deutlich heraus und können vom befundenden Radiologen leichter und rascher erkannt werden.

Patentansprüche:

1. Verfahren zur Verarbeitung von mittels eines Computertomographen (CT) erzeugten dreidimensionalen Bilddaten eines Knochen (K) enthaltenden Körperbereichs eines Patienten, wobei die 3D-Bilddaten die jeweilige ortsabhängige Strahlungsabschwächung des Körperbereichs enthalten, dadurch gekennzeichnet, dass jene Bilddaten als Oberfläche (O) der Knochen (K) innerhalb des Körperbereichs ermittelt werden, welche einen vorgegebenen Schwellwert (A_{S1}) der Strahlungsabschwächung überschreiten, und dass die Strahlungsabschwächung dieser als Knochenoberfläche (O) ermittelten Bilddaten sowie einer Anzahl (n) daran angrenzender Bilddaten vorzugsweise auf Null vermindert wird.

2. Bildverarbeitungsverfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die 3D-Bilddaten in eine Vielzahl von 2D-Bilddaten, vorzugsweise mit einer Schichtdicke zwischen 0,6 und 3 mm, aufgeteilt werden und die 2D-Bilddaten sukzessive verarbeitet werden.

3. Bildverarbeitungsverfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass jene Bilddaten ermittelt werden, welche einen vorgegebenen Schwellwert (A_{S2}) der Strahlungsabschwächung unterschreiten, und dass die Strahlungsabschwächung dieser ermittelten Bilddaten vermindert wird.

4. Bildverarbeitungsverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass jene Bilddaten als Oberfläche (O) der Knochen (K) ermittelt werden, bei welchen die Differenz des Wertes der Strahlungsabschwächung und des Wertes der Strahlungsabschwächung der vorhergehenden Bilddaten einen vorgegebenen Schwellwert (ΔA_S) überschreitet.

5. Bildverarbeitungsverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass zumindest ein Ausgangspunkt (R_i) innerhalb der 3D-Bilddaten oder jeder 2D-Bilddaten ausgewählt und von jedem Ausgangspunkt (R_i) aus alle 3D-Bilddaten des Volumens oder alle 2D-Bilddaten jeder Schicht um jeden Ausgangspunkt (R_i) als Knochenoberfläche (O) ermittelt werden, welche einen vorgegebenen Schwellwert (A_{S1}) der Strahlungsabschwächung überschrei-

ten, und dass die Strahlungsabschwächung dieser als Knochenoberfläche (O) ermittelten Bilddaten vermindert wird.

6. Bildverarbeitungsverfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Werte der Strahlungsabschwächung aller Bilddaten außerhalb der als Knochenoberfläche (O) ermittelten Bilddaten vermindert werden.

7. Bildverarbeitungsverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass zumindest ein Ausgangspunkt (S_i) innerhalb der 3D-Bilddaten oder jeder 2D-Bilddaten ausgewählt und von jedem Ausgangspunkt (S_i) aus alle 3D-Bilddaten des Volumens oder alle 2D-Bilddaten der Schicht hintereinander entlang einer Linie (L_i) analysiert werden und jene Bilddaten entlang dieser Linie (L_i) als Knochenoberfläche (O) ermittelt werden, welche einen vorgegebenen Schwellwert (A_{si}) der Strahlungsabschwächung überschreiten, und dass die Strahlungsabschwächung dieser als Knochenoberfläche (O) ermittelten Bilddaten und entsprechend der Anzahl (n) folgenden Bilddaten vorzugsweise auf Null vermindert wird und danach die Bilddaten des Volumens oder der Schicht entlang einer weiteren Linie (L_i) analysiert werden.

8. Bildverarbeitungsverfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass von jedem Ausgangspunkt (S_i) aus alle Bilddaten des Volumens oder der Schicht hintereinander entlang einer Vielzahl von Linien (L_i), vorzugsweise in einem regelmäßigen Winkelabstand von 1° bis 10° zueinander, analysiert werden.

9. Bildverarbeitungsverfahren nach einem der Ansprüche 5 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Lage jedes Ausgangspunkts (R_i, S_i) zufällig bestimmt wird.

10. Bildverarbeitungsverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Anzahl (n) der an die als Knochenoberfläche (O) ermittelten Bilddaten angrenzenden Bilddaten, deren Strahlungsabschwächung auf vorzugsweise Null vermindert wird, konstant ist, und vorzugsweise 3 bis 5 beträgt.

11. Bildverarbeitungsverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Anzahl (n) der an die als Kno-

chenoberfläche (O) ermittelten Bilddaten angrenzenden Bilddaten, deren Strahlungsabschwächung auf vorzugsweise Null vermindert wird, eingestellt wird.

12. Bildverarbeitungsverfahren nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Anzahl (n) der an die als Knochenoberfläche (O) ermittelten Bilddaten angrenzenden Bilddaten, deren Strahlungsabschwächung auf vorzugsweise Null vermindert wird, in Abhängigkeit der räumlichen Lage der Bilddaten, vorzugsweise automatisch, eingestellt wird.

13. Bildverarbeitungsverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass die verarbeiteten 3D-Bilddaten gespeichert werden.

14. Bildverarbeitungsverfahren nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass neben den verarbeiteten 3D-Bilddaten auch jene Bilddaten gespeichert werden, deren Werte der Strahlungsabschwächung vermindert wurden.

15. Bildverarbeitungsverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass aus den verarbeiteten 3D-Bilddaten ein dreidimensionales Bild oder zumindest ein zweidimensionales Schnittbild des Körperbereichs, vorzugsweise eine Vielzahl an zweidimensionalen Schnittbildern automatisch hintereinander als Film, rekonstruiert und angezeigt wird.

16. Bildverarbeitungsverfahren nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass die Rekonstruktion mittels einer Maximum Intensity Projektion (MIP) vorgenommen wird.

17. Bildverarbeitungsverfahren nach Anspruch 15 oder 16, dadurch gekennzeichnet, dass die Rekonstruktion mittels einer Minimum Intensity Projektion (MinIP) vorgenommen wird.

18. Bildverarbeitungsverfahren nach einem der Ansprüche 15 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass die Rekonstruktion mittels einer Average Methode vorgenommen wird.

19. Bildverarbeitungsverfahren nach einem der Ansprüche 15 bis

18, dadurch gekennzeichnet, dass die Rekonstruktion mittels einer VRT Methode vorgenommen wird.

20. Bildverarbeitungsverfahren nach einem der Ansprüche 15 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass die Bilddaten vor der Rekonstruktion einem Rauschunterdrückungs- oder Weichzeichner-Verfahren unterworfen werden.

21. Vorrichtung zur Durchführung eines Bildverarbeitungsverfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 20.

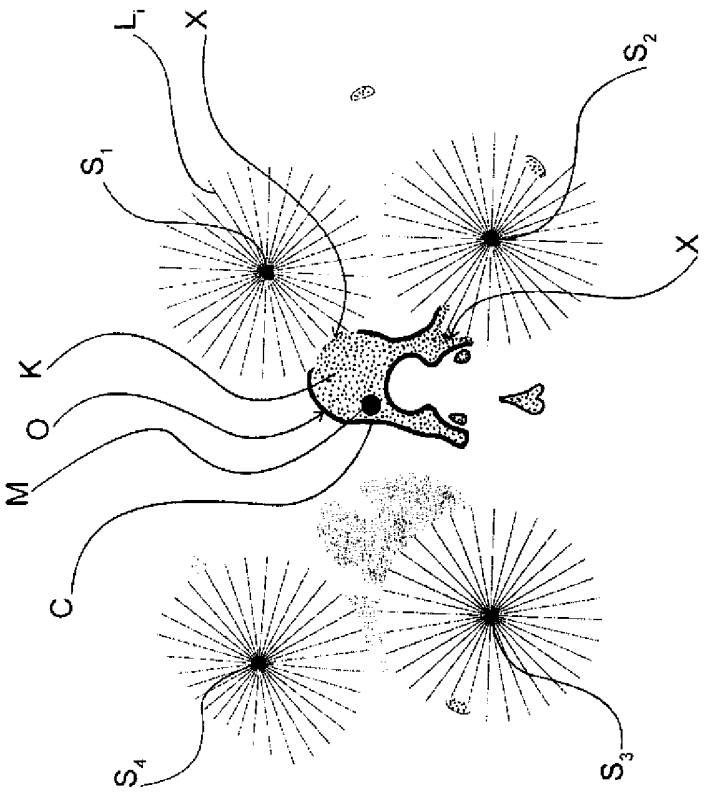
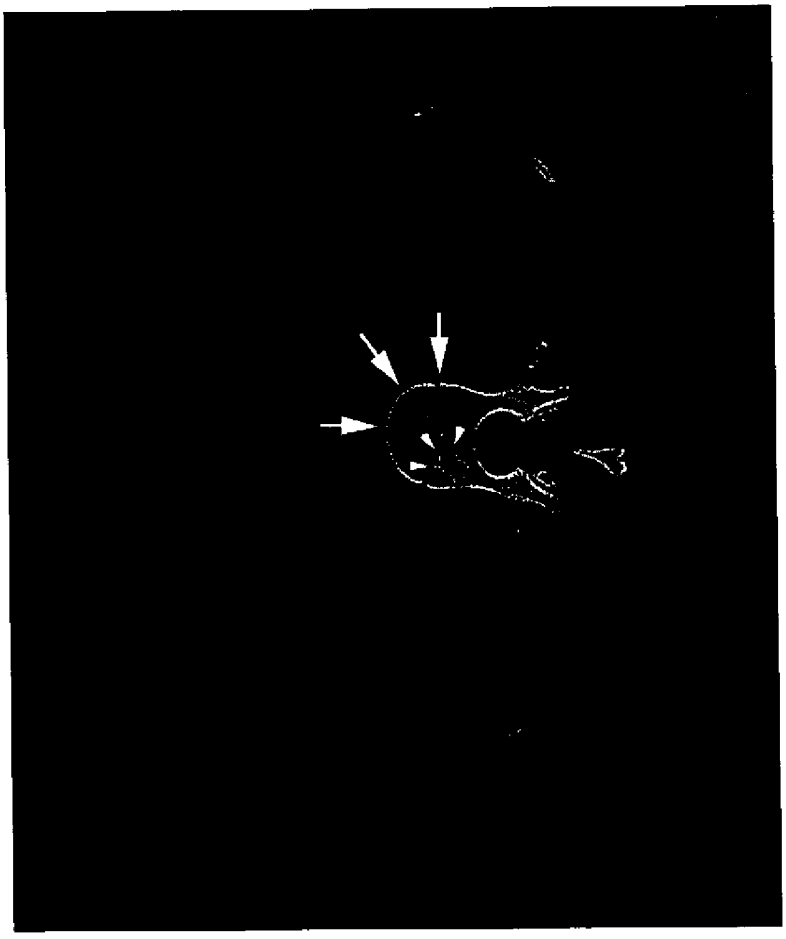
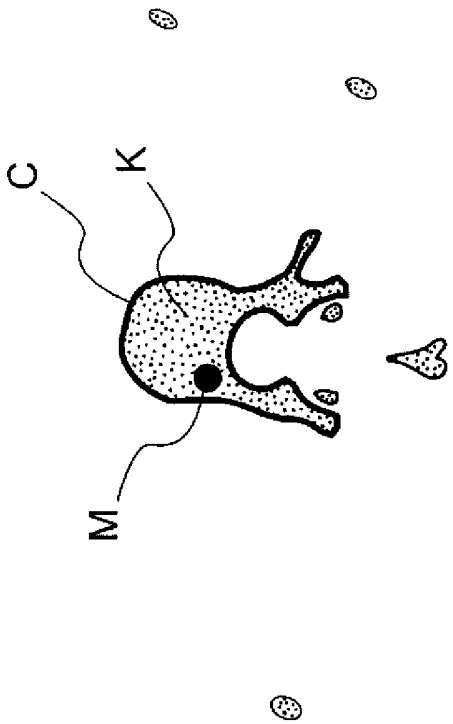


Fig 1





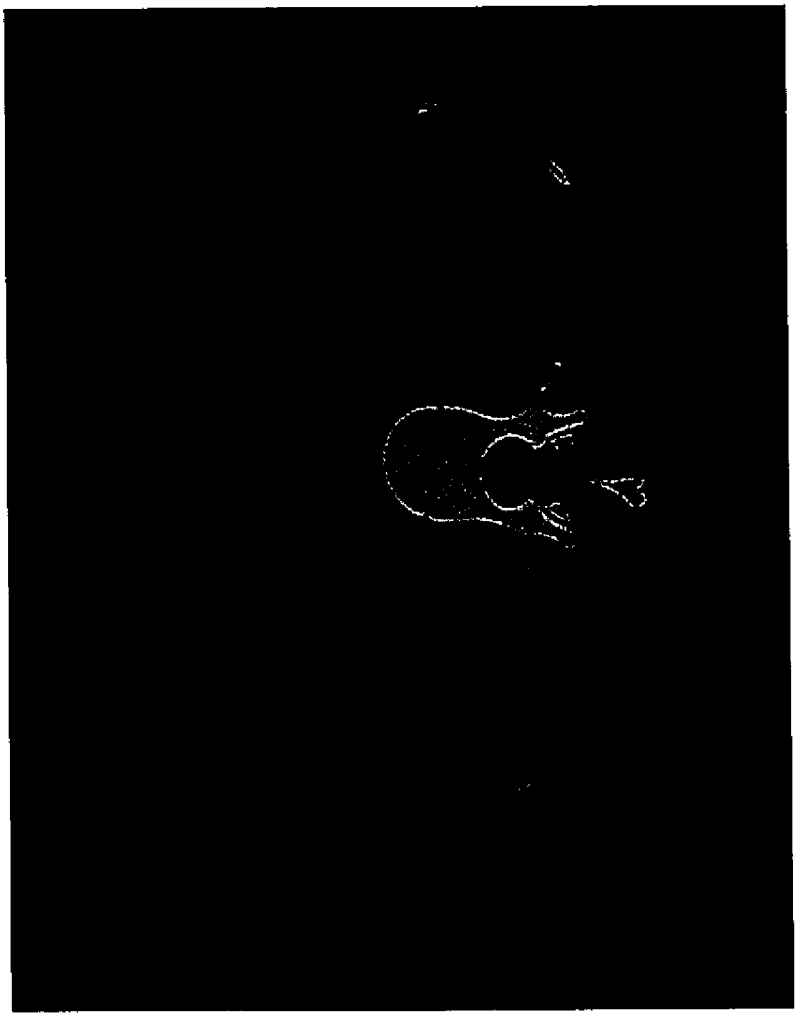
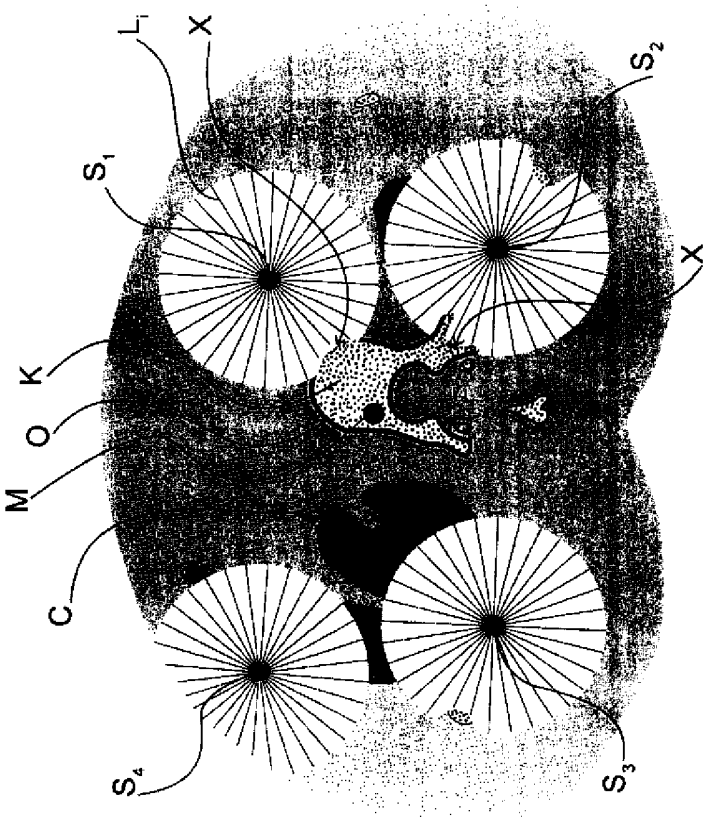


Fig 2

002304



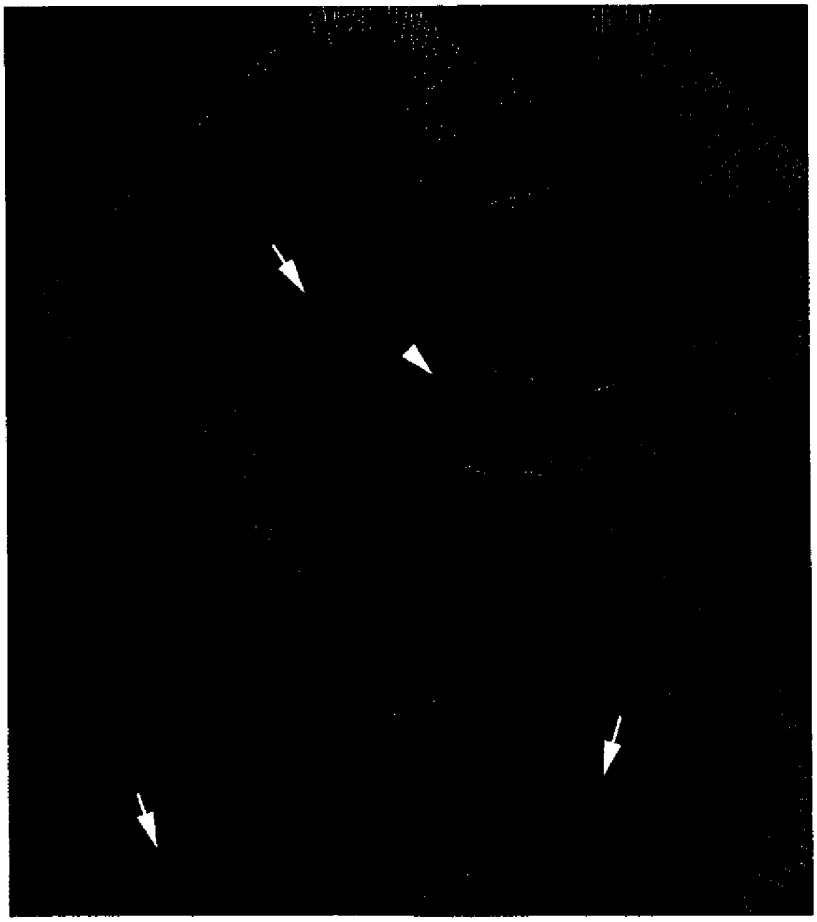
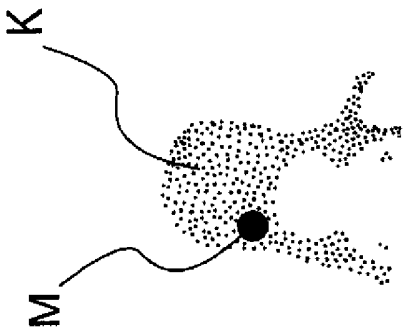


Fig 3



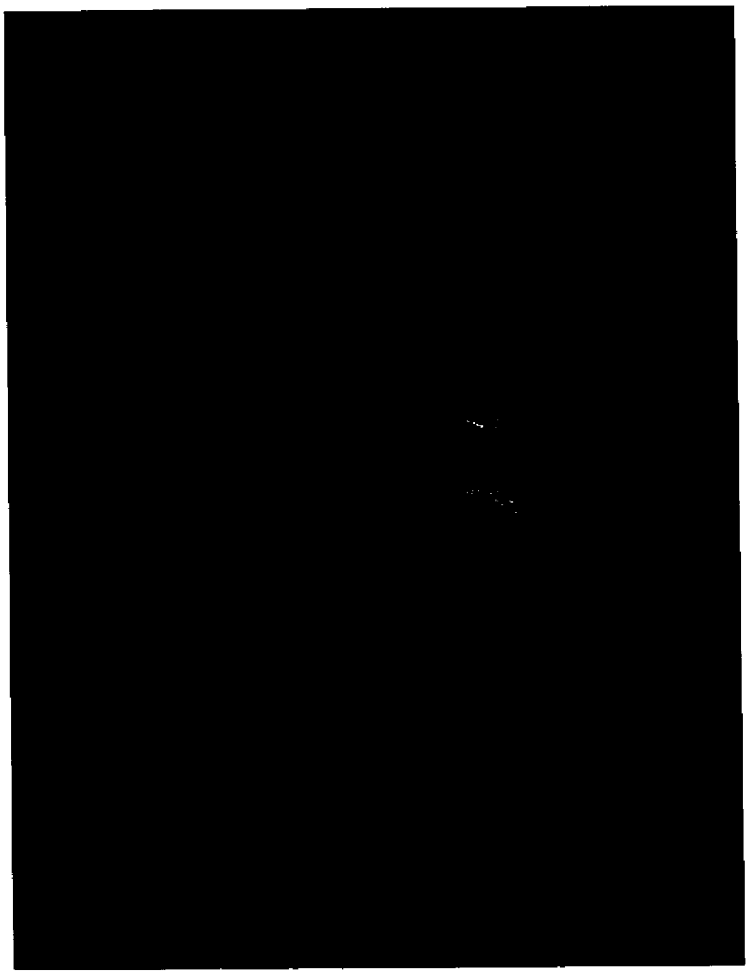


Fig 4

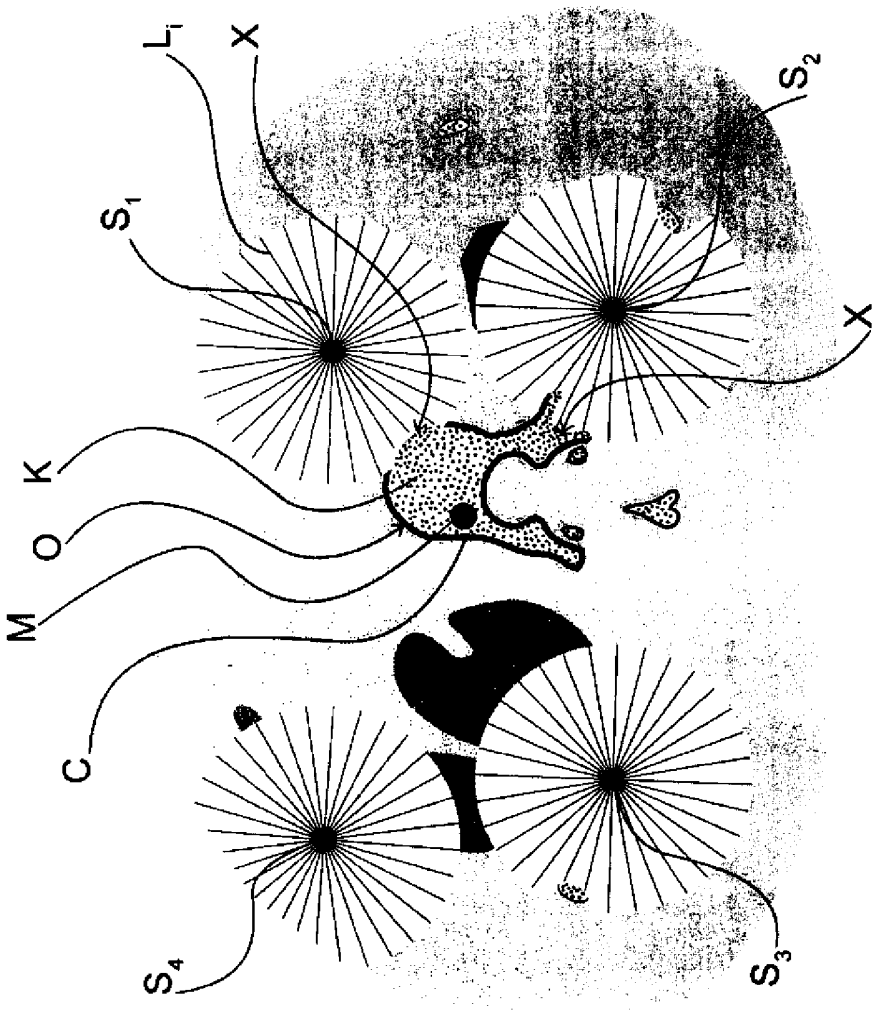


Fig 5

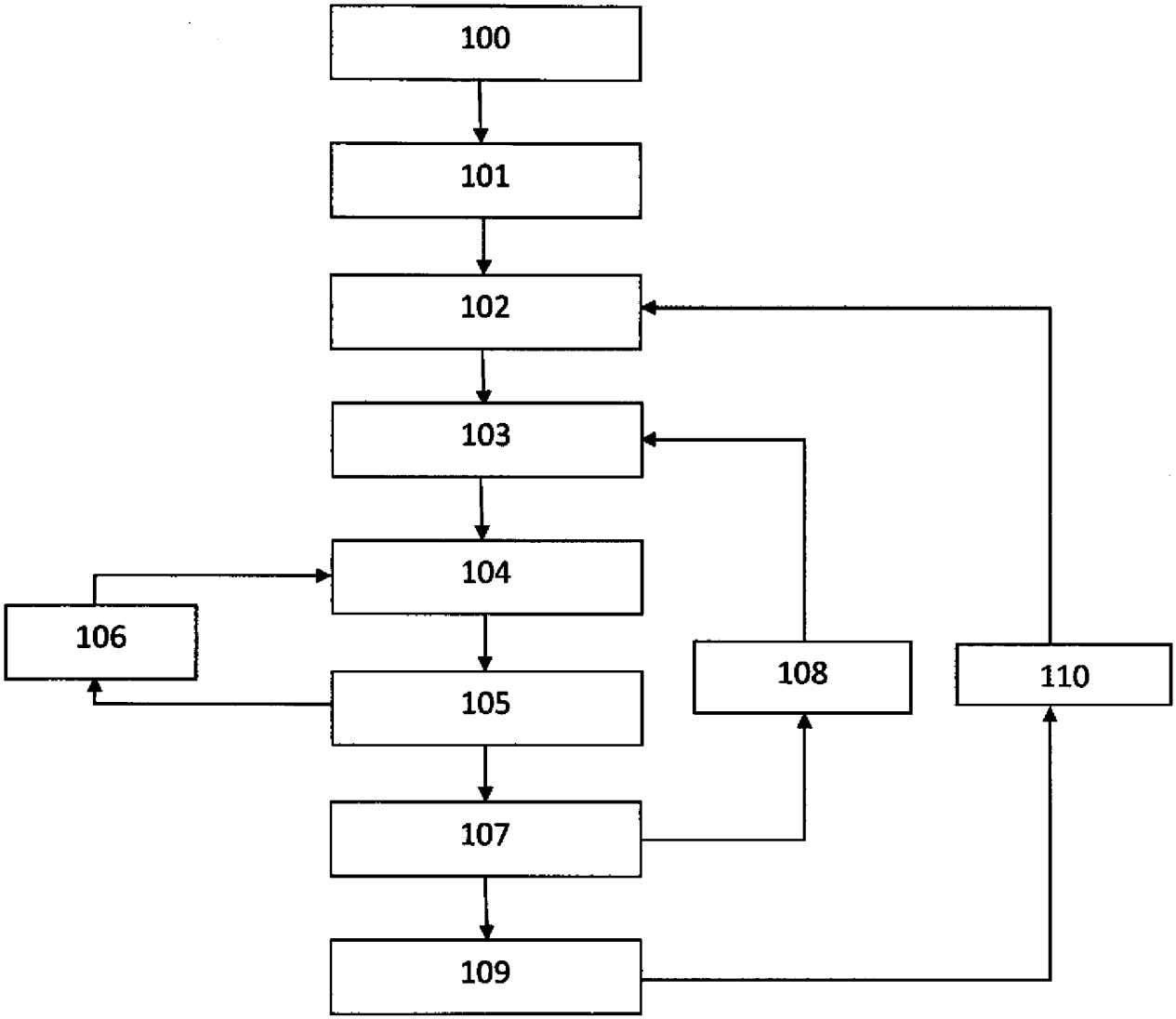


Fig. 6

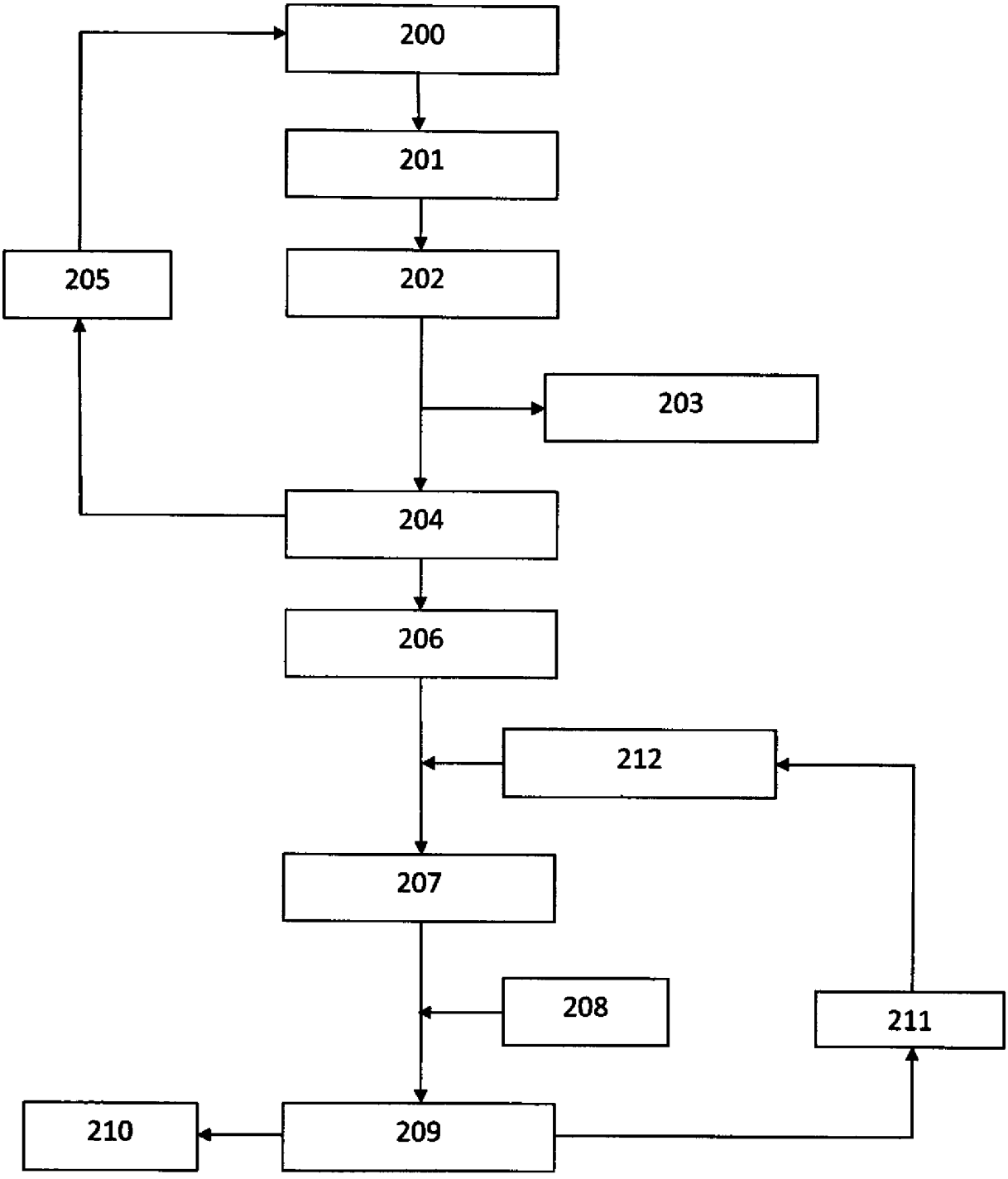


Fig. 7

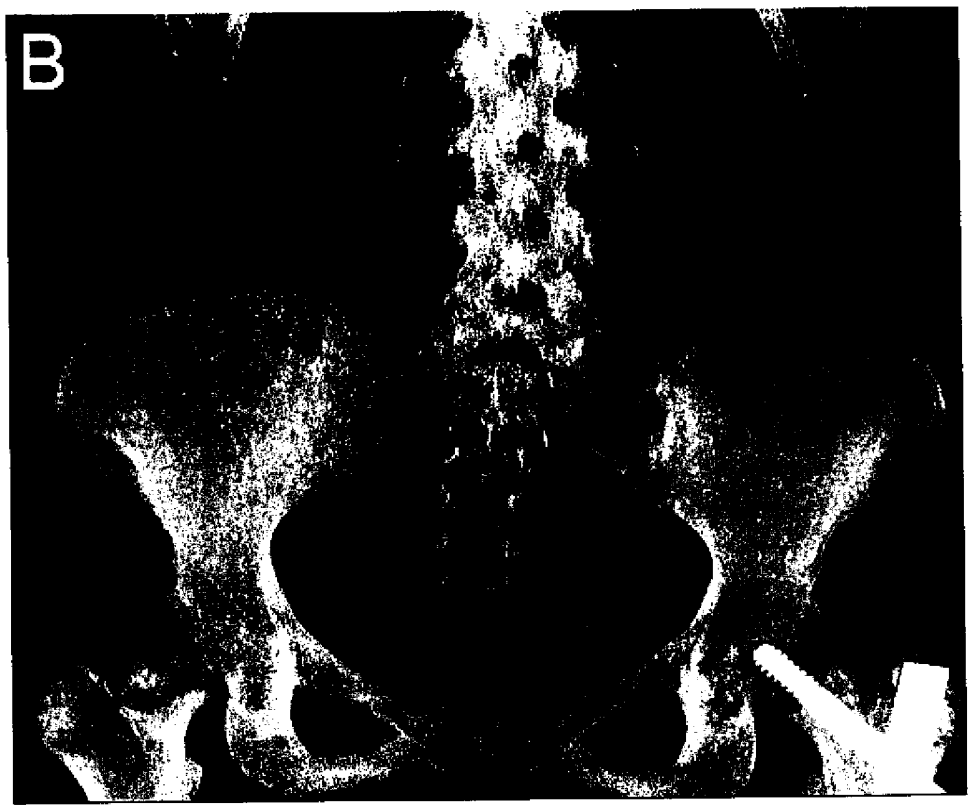


Fig. 8

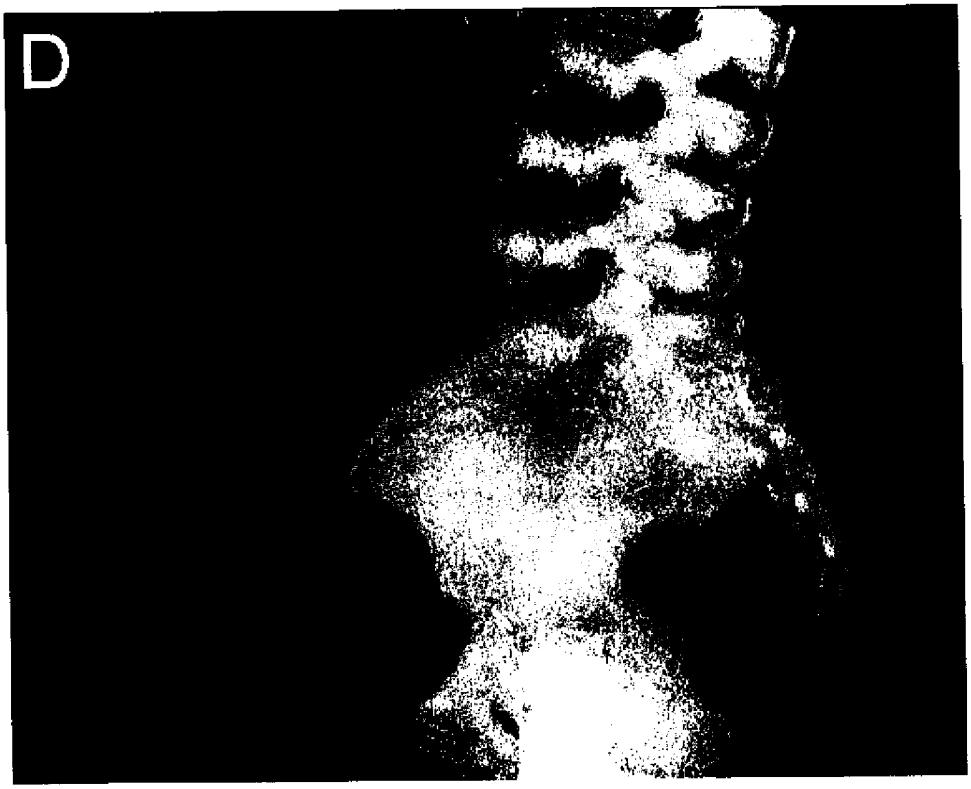


Fig. 9

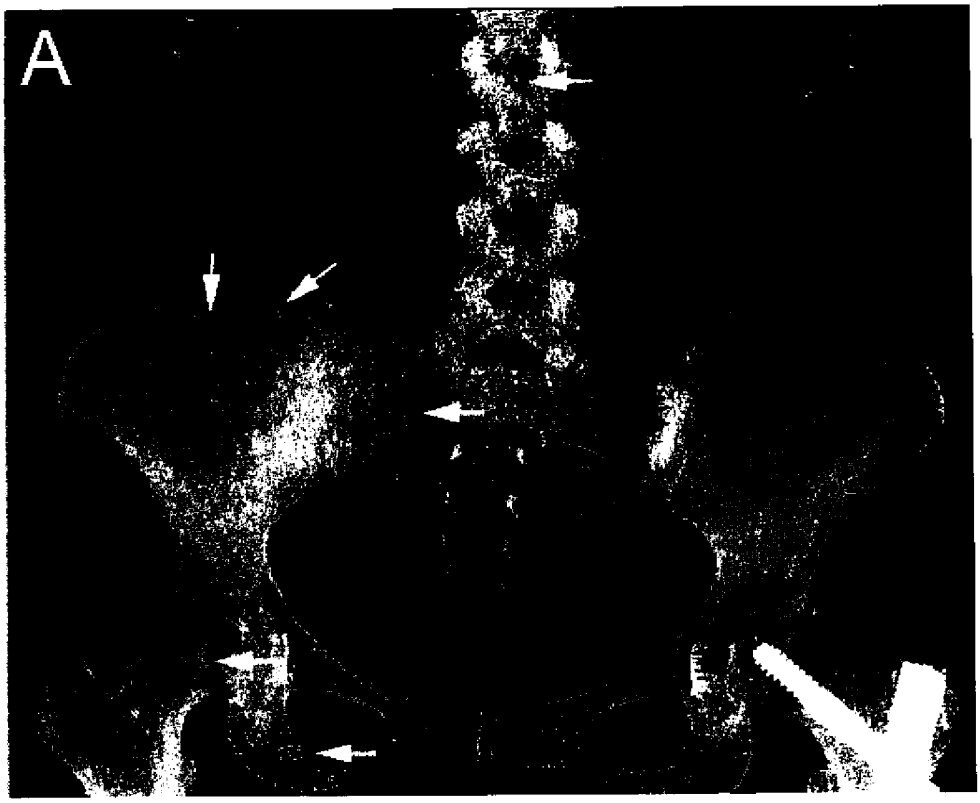


Fig. 10



Fig. 11