



(10) DE 10 2004 008 519 B4 2010.11.25

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2004 008 519.6**
(22) Anmeldetag: **20.02.2004**
(43) Offenlegungstag: **15.09.2005**
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **25.11.2010**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 6/03** (2006.01)
G06T 7/40 (2006.01)
G01N 23/04 (2006.01)

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(73) Patentinhaber:
Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
Heismann, Björn, Dr., 91052 Erlangen, DE

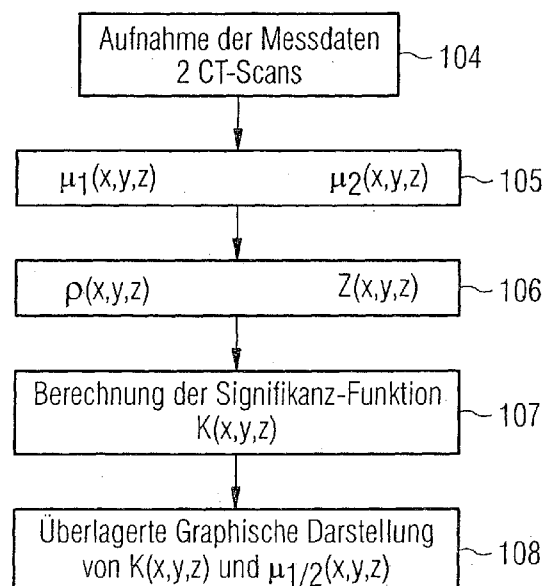
(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:

DE 10 2004 004295 A1
DE 101 43 131 A1
DE 101 27 573 A1
DE 103 11 628

**B.J. Heismann: Density and Atomic Number
Measurements with Spectral X-Ray Attenuation
Method. J App Phys., Vol. 94, No. 3, 2003,
2073-79**

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Visualisierung quantitativer Information in Datensätzen der medizinischen Bildgebung**

(57) Hauptanspruch: Verfahren zur Visualisierung quantitativer Information in Datensätzen der medizinischen Bildgebung, insbesondere in CT-Datensätzen, bei dem aus ein oder mehreren Messdatensätzen nach ein oder mehreren Verarbeitungsschritten ein Bilddatensatz und Zusatzdatensätze erhalten werden, in denen jedem Bildelement des Bilddatensatzes ein oder mehrere Werte als quantitative Information zugeordnet sind, wobei die Zusatzdatensätze durch eine Berechnung einer Dichteverteilung sowie einer Verteilung der effektiven Ordnungszahl aus zumindest zwei spektral unterschiedlich gewichteten Messdatensätzen erhalten werden dadurch gekennzeichnet, dass aus den Zusatzdatensätzen eine Signifikanz-Funktion berechnet wird, die für jedes Bildelement eines vorgegebenen Bildbereiches einen Grad der Ähnlichkeit der dem Bildelement zugeordneten Werte mit einer vorgebbaren Wertekombination repräsentiert, wobei die vorgebbare Wertekombination eine Kombination eines Dichtewertes und eines Wertes der effektiven Ordnungszahl ist, die Signifikanz-Funktion an einem Bildwiedergabegerät graphisch dargestellt wird, wobei mehrere unterschiedliche Signifikanz-Funktionen berechnet und gleichzeitig am Bildwiedergabegerät unterscheidbar graphisch dargestellt werden.



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Visualisierung quantitativer Information in Datensätzen der medizinischen Bildgebung, insbesondere in CT-Datensätzen, bei dem aus ein oder mehreren Messdatensätzen nach ein oder mehreren Verarbeitungsschritten ein Bilddatensatz und Zusatzdatensätze erhalten werden, in denen jedem Bildelement des Bilddatensatzes ein oder mehrere Werte als quantitative Information zugeordnet sind.

[0002] In der medizinischen Bildgebung fallen große Datenmengen in Datensätzen an, die nach einer Weiterverarbeitung dem Benutzer als Bildinformation eines Untersuchungsbereichs des untersuchten Objektes dargestellt werden. Die mit den bildgebenden Verfahren erhaltenen Daten beinhalten häufig auch weitere Information, die für den Nutzer wertvoll sein kann. Dies wird im Folgenden am Beispiel radiographischer Verfahren, insbesondere der Röntgen-Computertomographie (CT), näher erläutert.

[0003] Das Ergebnis radiographischer Verfahren, wie bspw. der Computertomographie, der Mammographie, der Angiographie, der Röntgen-Inspektionstechnik oder vergleichbarer Verfahren, ist zunächst die Darstellung der Schwächung eines Röntgenstrahls entlang seines Weges von der Röntgenquelle zum Röntgendetektor in einem Projektionsbild. Diese Schwächung wird von den durchstrahlten Materialien entlang des Strahlengangs verursacht, so dass die Schwächung auch als Linienintegral über die Schwächungskoeffizienten aller Volumenelemente (Voxel) entlang des Strahlenweges verstanden werden kann. Insbesondere bei Tomographie-Verfahren wie der Röntgen-Computertomographie ist es über Rekonstruktionsverfahren möglich, von den projizierten Schwächungsdaten auf die Schwächungskoeffizienten μ der einzelnen Voxel zurückzurechnen und damit zu einer erheblich sensitiveren Untersuchung als bei reiner Betrachtung von Projektionsbildern zu gelangen.

[0004] Zur Darstellung der Schwächungsverteilung wird statt des Schwächungskoeffizienten in der Regel ein auf den Schwächungskoeffizienten von Wasser normierter Wert, die sog. CT-Zahl, verwendet. Diese berechnet sich aus einem aktuell durch Messung ermittelten Schwächungskoeffizienten μ und dem Referenz-Schwächungskoeffizienten μ_{H_2O} nach folgender Gleichung:

$$C = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} [HU]$$

mit der CT-Zahl C in der Einheit Hounsfield [HU]. Für Wasser ergibt sich ein Wert $C_{H_2O} = 0$ HU und für Luft ein Wert $C_L = -1000$ HU. Da beide Darstellungen ineinander transformierbar bzw. äquivalent sind, bezeichnet im Folgenden der allgemein gewählte Begriff Schwächungswert oder Schwächungswertkoeffizient sowohl den Schwächungskoeffizienten μ als auch den CT-Wert.

[0005] Aus dem Schwächungswert einer Röntgenaufnahme kann jedoch nicht auf die Materialzusammensetzung eines Untersuchungsobjektes geschlossen werden, da die Röntgenabsorption sowohl von der effektiven Ordnungszahl des Materials als auch von der Materialdichte bestimmt wird. Materialien bzw. Gewebe unterschiedlicher chemischer wie physikalischer Zusammensetzung können daher im Röntgenbild identische Schwächungswerte aufweisen.

[0006] Aus B. J. Heismann et al., Density and Atomic Number Measurements with Spectral X-Ray Attenuation Method, J. of Appl. Phys., Vol. 94, No. 3, 2003, 2073–2079, sowie aus der deutschen Patentanmeldung DE 101 43 131 A1 ist ein Verfahren bekannt, bei dem zumindest zwei Datensätze des gleichen Untersuchungsbereiches bei unterschiedlicher spektraler Verteilung der Röntgenstrahlung und/oder Röntgendetektion aufgenommen werden. Aus den Messdatensätzen kann dann durch Nutzung der spektralen Information die räumliche Verteilung der Dichte $\rho(r)$ und der effektiven Ordnungszahl $Z(r)$ im Untersuchungsbereich berechnet werden, im Folgenden auch als ρ -Z-Projektion bezeichnet. Aus einer kombinierten Auswertung der Verteilung der Dichte sowie der effektiven Ordnungszahl lassen sich Körperbestandteile wie bspw. Jod oder dergleichen quantitativ bestimmen und bspw. Calcifizierungen basierend auf der Ordnungszahl heraus segmentieren.

[0007] Weitere Techniken zur Nutzung der spektralen Information in den beiden Messdatensätzen sind aus den nachveröffentlichten Druckschriften DE 103 11 628 und DE 103 47 971 bekannt.

[0008] Durch die potentiellen Möglichkeiten der Nutzung der in den Datensätzen enthaltenen quantitativen Information stellt sich das Problem der geeigneten Darstellung der Ergebnisse, so dass der Nutzer des bildgebenden Systems die unter Umständen komplexe quantitative Information in einer einfach diagnostizierbaren Darstellung erhält.

[0009] Die DE 101 27 573 A1 befasst sich mit einem Verfahren zur kombinierten Darstellung der Morphologie und Dynamik bei Schnittbild- und Volumenbildverfahren. Die Aufgabe dieses Verfahrens besteht darin, bei einem auf Röntgenstrahlung basierenden Bildgebungsverfahren die Strahlungsbelastung bei einer Aufnahme- folge zu verringern. Hierbei werden mindestens zwei Bilder von unterschiedlichen Phasen des entsprechenden Gewebes aufgenommen. Anschließend werden die mindestens zwei Bilder in anatomischer Übereinstimmung addiert, um die Morphologie des Gewebes zu erhalten. In einem weiteren Schritt wird die Differenz der Bilder berechnet und die Veränderungen werden farblich codiert. In dieser farblich codierten Darstellung lassen sich zeitliche Änderungen unmittelbar visuell erfassen.

[0010] Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht daher darin, ein Verfahren zur verständlichen Visualisierung quantitativer Information in Datensätzen der medizinischen Bildgebung anzugeben.

[0011] Die Aufgabe wird mit dem Verfahren gemäß Patentanspruch 1 gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen des Verfahrens sind Gegenstand der Unteransprüche oder lassen sich der nachfolgenden Beschreibung sowie den Ausführungsbeispielen entnehmen.

[0012] Bei dem vorliegenden Verfahren nach Anspruch 1 zur Visualisierung quantitativer Information in Datensätzen der medizinischen Bildgebung, insbesondere in CT-Datensätzen, wird aus ein oder mehreren Messdatensätzen nach ein oder mehreren Verarbeitungsschritten ein Bilddatensatz und Zusatzdatensätze erhalten, in denen jedem Bildelement des Bilddatensatzes, d. h. jedem Pixel oder Voxel, ein oder mehrere Werte als quantitative Information zugeordnet sind. Diese Werte können zum einen bspw. Schwächungswerte oder Intensitätswerte des Bilddatensatzes und zum anderen auch bspw. Dichte-, Konzentrations- oder Ordnungszahlwerte der Zusatzdatensätze sein. Die Zusatzdatensätze werden durch eine Berechnung einer Dichteverteilung sowie einer Verteilung der effektiven Ordnungszahl aus zumindest zwei spektral unterschiedlich gewichteten Messdatensätzen erhalten. Das Verfahren zeichnet sich dadurch aus, dass aus den Zusatzdatensätzen eine Signifikanz-Funktion berechnet wird, die für jedes Bildelement eines vorgegebenen Bildbereiches einen Grad der Ähnlichkeit der dem Bildelement zugeordneten Werte mit einer vorgebbaren Wertekombination repräsentiert, wobei die vorgebbare Wertekombination eine Kombination eines Dichtewertes und eines Wertes der effektiven Ordnungszahl ist, und die Signifikanz-Funktion an einem Bildwiedergabegerät graphisch dargestellt wird. Es werden mehrere unterschiedliche Signifikanz-Funktionen berechnet und gleichzeitig am Bildwiedergabegerät unterscheidbar graphisch dargestellt.

[0013] Die bei dem vorliegenden Verfahren eingeführte Signifikanz-Funktion kann je nach Dimension des Messdatensatzes bzw. der Messdatensätze eine zweidimensionale Funktion $K(x, y)$ oder eine dreidimensionale Funktion $K(x, y, z)$ bzw. $K(r)$ sein, die einen vom Ort x, y, z des Bildelementes abhängigen Wert einnimmt. Mit dieser Signifikanz-Funktion wird der Grad der Ähnlichkeit des Wertes der Bilddaten oder davon abgeleiteter Daten an jedem Pixel oder Voxel mit einem vorgebbaren Wert oder einer vorgebbaren Wertekombination – bei Beteiligung mehrerer Datensätze – berechnet. Im einfachsten Falle handelt es sich hierbei um einen einfachen Vergleich zweier Werte, wobei der Wert der Signifikanz-Funktion an dieser Stelle dem Vergleichsergebnis oder einem davon abgeleiteten Wert entspricht. Die Signifikanz-Funktion $K(x, y, z)$ ist dabei vorzugsweise normiert.

[0014] Die Bilddarstellung erfolgt dann an einem entsprechenden Bildwiedergabegerät in graphischer Form, bspw. durch Codierung der Werte der Signifikanz-Funktion durch den Grad der Farbsättigung in einer Farbdarstellung oder im Falle einer Graustufendarstellung durch den Grad der Helligkeit jedes Bildelementes. Vorzugsweise wird diese Darstellung der Signifikanz-Funktion der Darstellung eines üblichen (Schwächungswert-)Bildes des Untersuchungsbereiches, wie es mit den jeweiligen Messverfahren erhalten wird, ortsgleich überlagert.

[0015] Auf diese Weise können durch entsprechende Vorgabe der Vergleichswerte oder Wertekombinationen, bspw. einer bestimmten Dichte oder einer bestimmten Ordnungszahl, sofort die Bereiche lokalisiert werden, in denen ein Material mit diesen Eigenschaften vorliegt, d. h. die Signifikanz-Funktion die größte Ähnlichkeit mit den vorgegebenen Werten anzeigt. Die vorgegebenen Werte oder Wertekombinationen hängen dabei zum einen von der Art der Messung und zum anderen von den gewünschten Informationen ab, die der Benutzer aus den Messdaten möglichst verständlich gewinnen will. Durch die graphische Darstellung der Signifikanz-Funktion, ggf. als Überlagerung mit dem normalen Bild, wird eine u. U. komplexe quantitative Information in eine einfach diagnostizierbare Darstellung umgesetzt. Durch das vorliegende Diskriminierungsverfahren unter Einsatz der Signifikanz-Funktion wird eine neuartige Darstellungsform für quantitative und funktionale Informationen in der medizinischen Bildgebung, insbesondere in der Röntgen-Computertomographie, geschaffen.

[0016] Im Folgenden wird das vorliegende Verfahren anhand der Röntgen-Computertomographie näher er-

läutert. Es lässt sich jedoch ohne weiteres auch auf andere Gebiete der bildgebenden Medizintechnik übertragen, bei denen entsprechende auswertbare Information in den Datensätzen enthalten ist. Beim Einsatz des vorliegenden Verfahrens zur Visualisierung quantitativer Information in CT-Datensätzen wird zunächst ein CT-Datensatz von einem Untersuchungsbereich eines Objektes mit einem Tomographiegerät aufgenommen. Die Aufnahme kann hierbei in bekannter Weise, bspw. als Sequenz, als Spiralaufnahme, statisch oder als Topogramm erfolgen. Für eine Information über die Dichte- und Ordnungszahlverteilung werden zumindest zwei Aufnahmen mit unterschiedlicher spektraler Verteilung aufgenommen, wie dies aus dem eingangs genannten Stand der Technik bekannt ist.

[0017] Anschließend folgt die Umwandlung des einen Messdatensatzes oder der mehreren Messdatensätze, d. h. der gemessenen Rohdaten, in einen CT-Bilddatensatz $I(x, y, z)$. Die hierfür eingesetzte Technik kann bspw. die sog. gefilterte Rückprojektion sein, wie sie in diesem Bereich üblich ist. Ggf. kann zusätzlich die in der Beschreibungseinleitung genannte p-Z-Projektion oder ein anderes Verfahren zur Generierung abgeleiteter Messgrößen aus der Messung angewendet werden. Somit wird zumindest ein Bilddatensatz $I(x, y, z)$ in diesem Verarbeitungsschritt erhalten.

[0018] Aus den ein oder mehreren erhaltenen Datensätzen wird dann eine Signifikanz-Funktion $K(x, y, z)$ berechnet, die die folgenden Eigenschaften aufweist. Die Signifikanz-Funktion gibt die Ähnlichkeit der quantitativen Werte in den CT-Bildern $I(x, y, z)$ oder auch den daraus abgeleiteten Verteilungen $\rho(x, y, z)$, $Z(x, y, z)$ oder bei abgeleiteter Konzentrationsverteilung $c_i(x, y, z)$ zu einem vorgegebenen Wert bzw. Wertevektor an. Als Ergebnis kann bspw. normiert $K(x, y, z) = 1$ für perfekte Übereinstimmung und $K(x, y, z) = 0$ für keine Übereinstimmung der verglichenen Werte erhalten werden.

[0019] Das vorliegende Verfahren wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen in Verbindung mit den Zeichnungen nochmals näher erläutert. Hierbei zeigen:

[0020] Fig. 1 ein Beispiel eines Röntgen-CT-Gerätes für die Durchführung des vorliegenden Verfahrens;

[0021] Fig. 2 ein erstes Beispiel für einen erfindungsgemäßen Verfahrensablauf;

[0022] Fig. 3 ein zweites Beispiel für einen erfindungsgemäßen Verfahrensablauf; und

[0023] Fig. 4 ein drittes Beispiel für einen erfindungsgemäßen Verfahrensablauf.

[0024] Fig. 1 zeigt ein Röntgen-Computertomographie-Gerät **1** mit einer zugeordneten Lagerungseinrichtung **2** zur Aufnahme und Lagerung eines Patienten **3**. Mittels einer beweglichen Tischplatte der Lagerungseinrichtung **2** ist der Patient **3** mit dem gewünschten Untersuchungsbereich in eine Öffnung **4** im Gehäuse **5** des CT-Gerätes **1** einführbar. Bei einem Spiralscan wird mit der Lagerungseinrichtung **2** außerdem ein kontinuierlicher axialer Vorschub vorgenommen. Im Inneren des Gehäuses **5** ist mit hoher Geschwindigkeit eine in der Fig. 1 nicht sichtbare Gantry um eine durch den Patienten **3** verlaufende Rotationsachse **6** rotierbar. In der Figur ist weiterhin das Aufnahmesystem mit der Röntgenröhre **8** sowie dem Röntgendetektor **9** erkennbar. Zur Bedienung des CT-Gerätes **1** durch einen Arzt oder dergleichen ist eine Bedieneinheit **7** vorgesehen, die auch einen Monitor **10** zur Darstellung der aufgezeichneten Bilder umfasst. Die Projektionsdaten des während eines Spiralscans kontinuierlich abtastenden Aufnahmesystems werden in einem Steuer- und Bildrechner **11** gemäß dem vorliegenden Verfahren weiter verarbeitet, der hierfür ein geeignetes Verarbeitungsmodul umfasst. Hierbei wird unter Anwendung eines Bildrekonstruktionsalgorithmus das gewünschte CT-Bild, die Signifikanz-Funktion zur Umsetzung in eine entsprechende graphische Darstellung sowie ggf. Dichte- oder Ordnungszahlverteilungen berechnet. Die in dem Steuer- und Bildrechner **11** berechneten Bilder werden dann am Monitor **10** der Bedieneinheit **7** zur Darstellung gebracht.

[0025] Fig. 2 zeigt ein erstes Beispiel für die Durchführung des vorliegenden Verfahrens. Hierbei wird in einem ersten Schritt **100** ein CT-Datensatz eines Untersuchungsbereiches eines Objektes mit einem Spiralscan erfasst. In Schritt **101** wird aus dem CT-Datensatz die Verteilung $\mu(x, y, z)$ der Röntgenschwächungskoeffizienten mittels der Technik der gefilterten Rückprojektion berechnet. Anschließend erfolgt in Schritt **102** die Berechnung einer vorgegebenen Signifikanzfunktion $K(x, y, z)$, die im vorliegenden Beispiel einen Hinweis auf das Maß der Kalzifizierung innerhalb des Untersuchungsbereiches liefern soll. Hierfür wird der sog. Agatston Score herangezogen, der die Gefährlichkeit eines koronaren Kalziumplaques beschreibt. Dieses wird entsprechend des HU-Wertes in Kalzifizierungsklassen eingeteilt, wobei eine sehr niedrige oder sehr hohe Kalzifizierung als eher ungefährlich, mittlere Kalzifizierungen jedoch für gefährlich angesehen werden. Für die im vorliegenden Beispiel verwendete Signifikanzfunktion wird daher als kritischer Vergleichswert bspw. ein Skalar wie $\mu = 130$

HU herangezogen. Die Signifikanzfunktion K mit linearer Gewichtung kann in diesem Beispiel dann lauten:

$$K = f \text{ für } f > 0, K = 0 \text{ sonst,}$$

mit $f = 1 - \text{abs}(\mu - 130 \text{ HU})/10 \text{ HU}$.

[0026] Diese Signifikanz-Funktion wird für das gesamte durch den CT Datensatz abgedeckte Volumen des Untersuchungsbereiches aus den berechneten Schwächungsdaten $\mu(x, y, z)$ oder auch nur aus einem durch den Anwender markierten interessierenden Bereich dieses Datensatzes berechnet. Im Schritt **103** erfolgt dann eine Darstellung dieser Signifikanz-Funktion $K(x, y, z)$ an dem Monitor des CT-Gerätes. Die Signifikanz-Funktion wird hierbei farblich dargestellt, wobei der Grad der farblichen Sättigung der Größe des K -Wertes am jeweiligen dargestellten Pixel entspricht. Durch eine Überlagerung dieser graphischen Darstellung der Signifikanz-Funktion mit der Darstellung des CT-Bildes der Schwächungswertverteilung kann der Betrachter sofort erkennen, ob und an welcher Position gefährliche Kalzifizierungen vorliegen. So kann bspw. eine Stelle einer gefährlichen Kalzifizierung durch einen kräftigen roten Punkt erkennbar sein, der eine nahezu perfekte Übereinstimmung mit dem vorgegebenen Sollwert – im vorliegenden Beispiel 130 HU – bedeutet. Ein allmählicher Farbverlust bis hin zu einem transparenten Punkt deutet auf eine geringere bis keine Übereinstimmung ($K = 0$) hin.

[0027] In einem zweiten Beispiel, wie es durch die [Fig. 3](#) veranschaulicht ist, werden zunächst 2 CT-Datensätze bei unterschiedlicher spektraler Verteilung der durch das Untersuchungsobjekt tretenden Röntgenstrahlung erfasst. Hierbei wird im vorliegenden Beispiel die Spannung der Röntgenröhre zwischen den beiden CT-Scans verändert. Nach der Erfassung der beiden CT-Datensätze in Schritt **104** werden aus den beiden Datensätzen durch gefilterte Rückprojektion zwei Schwächungswertverteilungen $\mu_1(x, y, z)$ und $\mu_2(x, y, z)$ berechnet (Schritt **105**).

[0028] Im anschließenden Schritt **106** werden aus den beiden Schwächungswertverteilungen die Dichteverteilung $\rho(x, y, z)$ sowie die Verteilung der effektiven Ordnungszahl $Z(x, y, z)$ berechnet. Das hierfür eingesetzte Verfahren ist bspw. aus der DE 101 43 131 A1 bekannt, dessen Offenbarungsgehalt hinsichtlich der Berechnung der Dichte- und Ordnungszahlverteilung explizit in die vorliegende Patentanmeldung einbezogen wird.

[0029] Diese in Schritt **106** durchgeführte p-Z-Projektion liefert für jedes Voxel des Untersuchungsbereiches Wertepaare $\rho(x, y, z)$, $Z(x, y, z)$, die eine präzise Charakterisierung eines Körperbestandteiles ermöglichen. So liegt bspw. bei einem Wertepaar von $Z = 7,56$, $\rho = 1,045 \text{ g/cm}^3$ in einem Voxel mit hoher Wahrscheinlichkeit ein Blutvolumen vor. Im vorliegenden Beispiel soll das Vorliegen derartiger Blutvolumina in einer Bilddarstellung visualisiert werden. Daher wird bspw. eine Signifikanz-Funktion K auf Basis der folgenden Vergleichswerte berechnet:

$$K = f \text{ für } f > 0, K = 0 \text{ sonst,}$$

$$\text{mit } f = 1 - ((Z_{\text{mess}} - Z_{\text{soll}})^2 / Z_{\text{skal}} + (\rho_{\text{mess}} - \rho_{\text{soll}}) / \rho_{\text{skal}}),$$

wobei Z_{skal} und ρ_{skal} quadratische Normierungs- und Wichtungsfaktoren darstellen.

[0030] Nach Berechnung dieser Signifikanz-Funktion in Schritt **107**, die für jedes Voxel ein Maß für eine Ähnlichkeit mit dem Wertepaar für das Vorliegen eines Blutvolumens darstellt, wird die Signifikanzfunktion in gleicher Weise wie bereits beim vorangehenden Beispiel an einem Monitor graphisch dargestellt (Schritt **108**). In der Darstellung kann der Betrachter somit sofort Blutgefäße oder Blutungen innerhalb des untersuchten Volumens erkennen.

[0031] Neben der Darstellung von Blut können selbstverständlich auch andere Körperflüssigkeiten im Untersuchungsbereich auf Basis der zugehörigen Wertekombinationen der Dichte und Ordnungszahl identifiziert werden. Hierbei können mehrere Signifikanzfunktionen, jeweils für eine Übereinstimmung mit dem entsprechenden Wertepaar, berechnet und in unterschiedlichen Farben dargestellt werden. Dies kann bspw. durch eine Farbdarstellung erfolgen, bei der die Farbe rot für Blut, die Farbe blau für Wassereinlagerungen, die Farbe grün für Urin, die Farbe gelb für Eiter usw. herangezogen werden. Durch eine Überlagerung der Farbdarstellung der Signifikanz-Funktionen mit den ursprünglichen CT-Daten in Graustufendarstellung, d. h. der Verteilung der Schwächungskoeffizienten, lässt sich so für den Betrachter auf einen Blick die ermittelte Zusatzinformation erkennen.

[0032] Das dritte Beispiel zeigt eine Ausgestaltung des Verfahrens, bei der die Konzentration einzelner Elemente oder Elementverbindungen im Untersuchungsvolumen in der dargestellten Bilddarstellung visualisiert werden kann. Hierzu werden in Schritt **109** mehrere digitale Röntgenbilder mit unterschiedlicher Röhrenspannung aufgezeichnet, um mehrere unterschiedliche CT-Datensätze zu erhalten. Für jeden der m Datensätze wird in Schritt **110** die Schwächungswertverteilung $\mu_i(x, y, z)$ berechnet. Anschließend werden in Schritt **111**

aus diesen Schwächungsdaten Konzentrationen

$$c_j = \sum_i^m M_{ij}^{-1} \mu_i$$

berechnet.

[0033] Bei dieser Berechnung wird ausgenutzt, dass ein mit einem Röntgenabsorptionsverfahren gemessener Schwächungskoeffizient μ eines Elementes von der spektralen Apparatefunktion $w(E)$ der eingesetzten Röntgenanlage sowie dem Absorptionsspektrum $\kappa(E)$ des Elementes abhängt:

$$\mu = \int \kappa(E)w(E)dE$$

wobei die spektrale Apparatefunktion $w(E)$ aus dem emittierten Röntgenspektrum $S(E)$ und der spektralen Detektorempfindlichkeit $D(E)$ mit $0 < D(E) < 1$ in folgender Weise erhalten wird:

$$w(E) = \frac{S(E) \cdot D(E)}{\int S(E) \cdot D(E) dE}$$

[0034] Bei Vorliegen von n unterschiedlichen Elementen bzw. Elementkombinationen lässt sich dieser Zusammenhang bei Messung von m Schwächungswerten μ , die mit den unterschiedlichen Spektralverteilungen erhalten werden, in folgender Weise in Matrixschreibweise darstellen:

$$\begin{pmatrix} \mu_1 \\ \dots \\ \mu_m \end{pmatrix} = \mu_i = \sum_j^n c_j M_{ij} \quad \text{mit} \quad M_{ij} = \int_E w_i(E) \kappa_j(E) dE$$

[0035] Mit diesem Zusammenhang lässt sich ein Maximum von $n \leq m$ Elementkonzentrationen aus den gemessenen Daten ermitteln, wobei μ_i den m gemessenen Schwächungswerten $i = 1$ bis m und w_i der spektralen Apparatefunktion des i -ten spektralen Messkanals, d. h. der i -ten spektralen Verteilung, entsprechen. $\kappa_j(E)$, stellt das spektrale Absorptionsspektrum des jeweiligen chemischen Elementes bzw. der Elementkombination dar, das aus der Literatur bekannt ist. In der dargestellten Matrixschreibweise kann nun nach den Konzentrationen der Elemente bzw. Elementkonzentrationen aufgelöst werden:

$$c_j = \sum_i^m M_{ij}^{-1} \mu_i$$

[0036] M_{ij}^{-1} ist die zu M_{ij} inverse Matrix, die aus den Apparatefunktionen, d. h. $w_i(E)$, der Röntgenanlage berechnet wird. Auf Basis dieser Gleichung wird die Konzentrationsberechnung aus den gemessenen lokalen Schwächungswerten μ_i durchgeführt.

[0037] Dieses Verfahren zur Konzentrationsermittlung liefert 2 bis n dimensionale Abbildungen der Konzentrationsverteilung im Messobjekt. Im vorliegenden Beispiel werden Vergleiche mit chemischen Summenformeln gemacht. Wenn bspw. c_1 = Konzentration von Wasserstoff, c_2 = Konzentration von Sauerstoff, dann muss $c_1 \cdot 2 = c_2$ für wassergefüllte Volumina gelten. Mit dieser Vorgabe wird dann die Signifikanzfunktion berechnet:

$K = f$ für $f > 0$, $K = 0$ sonst,

mit $f = 1 - \text{abs}(2 \cdot c_1 - c_2) / c_{\text{norm}}$,

wobei c_{norm} einem Normierungsfaktor entspricht. Auch andere Normen und nichtlineare Wichtungen der Abstände der gemessenen Konzentrationen von der vorgegebenen Konzentration, bspw. exponentiell, lassen sich selbstverständlich implementieren.

[0038] Nach Berechnung dieser Signifikanzfunktion in Schritt 112 kann diese wiederum in gleicher Weise wie bei den vorangehenden Ausführungsbeispielen in graphischer Weise dargestellt werden (Schritt 113).

Patentansprüche

1. Verfahren zur Visualisierung quantitativer Information in Datensätzen der medizinischen Bildgebung, insbesondere in CT-Datensätzen, bei dem aus ein oder mehreren Messdatensätzen nach ein oder mehreren

Verarbeitungsschritten ein Bilddatensatz und Zusatzdatensätze erhalten werden, in denen jedem Bildelement des Bilddatensatzes ein oder mehrere Werte als quantitative Information zugeordnet sind, wobei die Zusatzdatensätze durch eine Berechnung einer Dichteverteilung sowie einer Verteilung der effektiven Ordnungszahl aus zumindest zwei spektral unterschiedlich gewichteten Messdatensätzen erhalten werden

dadurch gekennzeichnet,

dass aus den Zusatzdatensätzen eine Signifikanz-Funktion berechnet wird, die für jedes Bildelement eines vorgegebenen Bildbereiches einen Grad der Ähnlichkeit der dem Bildelement zugeordneten Werte mit einer vorgebbaren Wertekombination repräsentiert, wobei die vorgebbare Wertekombination eine Kombination eines Dichtewertes und eines Wertes der effektiven Ordnungszahl ist, die Signifikanz-Funktion an einem Bildwiedergabegerät graphisch dargestellt wird, wobei mehrere unterschiedliche Signifikanz-Funktionen berechnet und gleichzeitig am Bildwiedergabegerät unterscheidbar graphisch dargestellt werden.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Signifikanz-Funktion farblich dargestellt wird, wobei der Grad der Farbsättigung dem Grad der Ähnlichkeit entspricht.

3. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 2, dadurch gekennzeichnet, dass die graphische Darstellung der Signifikanz-Funktion einer graphischen Darstellung des Bilddatensatzes überlagert wird.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass der vorgebbare Wert oder die vorgebbare Wertekombination bestimmten Materialeigenschaften des Untersuchungsobjektes innerhalb des vorgegebenen Bildbereiches entspricht.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

FIG 1

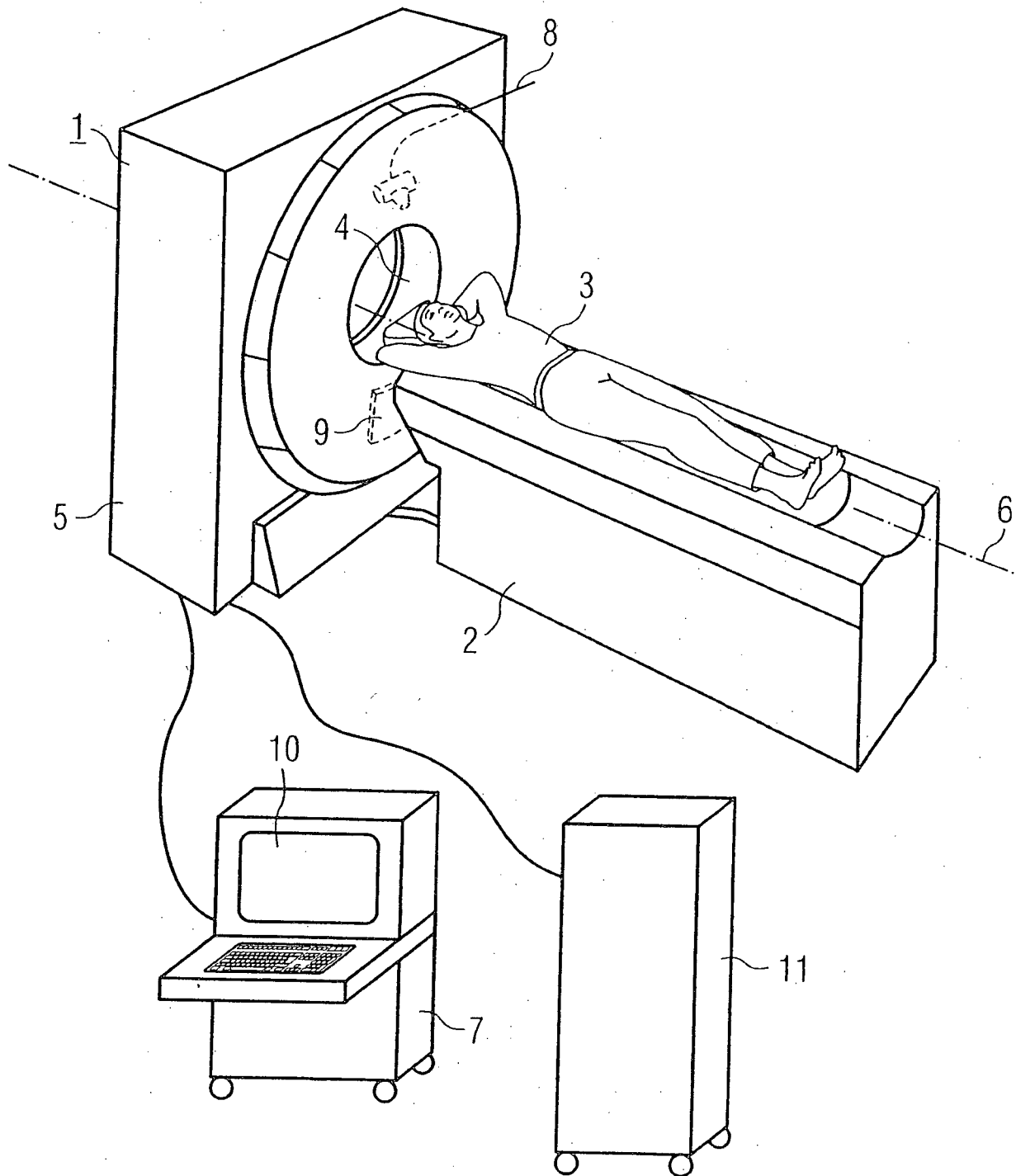


FIG 2

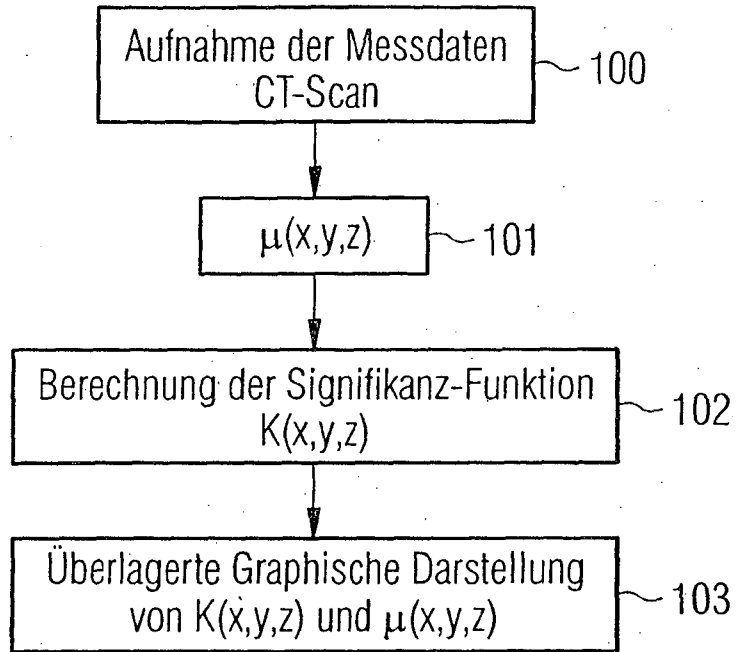


FIG 3

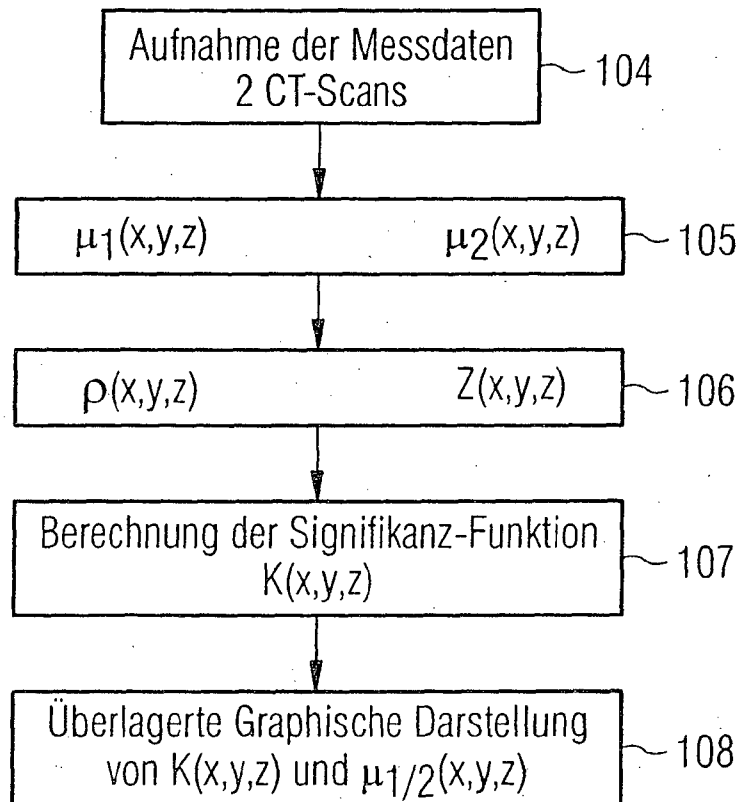


FIG 4

