



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2005 010 076 A1** 2006.09.07

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2005 010 076.7**

(22) Anmeldetag: **04.03.2005**

(43) Offenlegungstag: **07.09.2006**

(51) Int Cl.⁸: **G06T 5/00** (2006.01)

G06T 1/40 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

(71) Anmelder:

Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:

Spahn, Martin, Dr., 91054 Erlangen, DE

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

DE 41 29 656 A1

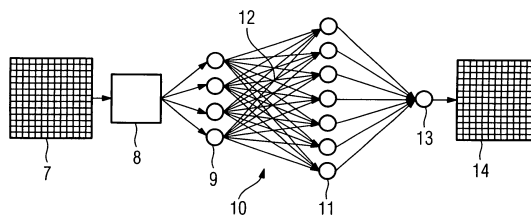
**LAWSON, S.W.; PARKER, G.A.: "Intelligent
segmenta-
tion of industrial radiographs using neural net-
works". Proc. of SPIE Machine Vision
Applications,
Architectures and Systems Integration III, 1994,
Vol. 2347, S. 245-255;**

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Bildbearbeitungsverfahren für ein digitales medizinisches Untersuchungsbild und zugehörige
Untersuchungseinrichtung**

(57) Zusammenfassung: Bildbearbeitungsverfahren für ein
digitales medizinisches Untersuchungsbild, dessen Pixeln
jeweils ein Grauwert zugeordnet ist, wobei zur Darstellung
des Untersuchungsbilds ein minimaler und ein maximaler
Grauwert als Grenzwerte festgelegt werden, wobei die Pi-
xel mittels eines neuronalen Netzes einer Bewertung unter-
zogen werden, um solche Pixel zu ermitteln und bei der
Festlegung der Grauwerte unberücksichtigt zu lassen, die
sich in einem Direktstrahlungsbereich oder in einem proj-
zierten Kollimatorbereich befinden.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Bildbearbeitungsverfahren für ein digitales medizinisches Untersuchungsbild, dessen Pixeln jeweils ein Grauwert zugeordnet ist, wobei zur Darstellung des Untersuchungsbilds ein minimaler und ein maximaler Grauwert als Grenzwerte festgelegt werden.

Stand der Technik

[0002] Durch medizinische Untersuchungsverfahren wie beispielsweise Computertomographie, Magnetresonanz, Ultraschall, Verfahren der Nuklearmedizin, aber in steigendem Maße auch durch digitale Röntgenverfahren werden digitale medizinische Untersuchungsbilder erzeugt, die eine rechnerische Bildverarbeitung und -bearbeitung erfordern. Diese komplexen Verarbeitungsschritte dienen dazu, den für die Diagnose wichtigen Informationsgehalt der Untersuchungsbilder optimal darzustellen. Es besteht daher Bedarf an automatischen Verfahren, die dafür sorgen, dass das Untersuchungsbild oder eine Bildserie ohne weitere Eingriffe des Anwenders optimal dargestellt wird. Ein zentrales Problem bei der Bilddarstellung ist die Festlegung des minimalen und des maximalen Grauwertes der Pixel. Anstelle der Extremwerte kann auch der mittlere Pegel (Level) und der Kontrast (Fenster) festgelegt werden. Die Festlegung der Grauwerte bzw. die Festlegung von Pegel und Fenster ist allerdings kritisch. Wenn das Fenster zu eng gewählt wird oder der Level nicht optimal ist, gehen Bildinformationen verloren, wenn das Fenster zu weit gewählt wird, ist der Kontrast des Untersuchungsbilds zu gering und Details sind schlechter erkennbar.

[0003] Bei herkömmlichen Bildbearbeitungsverfahren werden die Werte für das Fenster bzw. die minimalen und maximalen Grauwerte entweder fest vorgegeben, zum Beispiel bei einer Röntgenuntersuchung organabhängig für eine bestimmte Dosisstufe, oder die gesuchten Parameter werden automatisch anhand der Grauwerte der Bildpixel festgelegt. Im einfachsten Fall werden der minimale und der maximale Grauwert des Untersuchungsbilds festgelegt und für die Bilddarstellung verwendet. Dieses bekannte Verfahren weist jedoch eine Reihe von Nachteilen auf. Falls das Untersuchungsbild Direktstrahlungsbereiche enthält, so werden dadurch normalerweise die höchsten Grauwerte des Dynamikbereichs besetzt. Falls andererseits in dem Untersuchungsbild zum Beispiel die projizierten Kollimatoren einer Röntgenanlage abgebildet sind, so werden dadurch die niedrigsten Grauwerte des Dynamikbereichs besetzt. Wenn im einfachsten Fall lediglich das Minimum und das Maximum der Grauwerte des Histogramms zur Festlegung des Fensters benutzt werden, ergibt sich ein viel zu großes Fenster und ein falscher mittlerer Pegel, sodass die eigentlich zur Diagnose benötigte

Bildinformation, die das untersuchte Organ mit seinen Details zeigt, lediglich suboptimal dargestellt wird.

Aufgabenstellung

[0004] Der Erfindung liegt daher das Problem zugrunde, ein Bildverarbeitungsverfahren für ein digitales medizinisches Untersuchungsbild anzugeben, durch das der minimale und der maximale Grauwert automatisch so gewählt werden, dass die Bilddarstellung optimal ist.

[0005] Zur Lösung dieses Problems ist bei einem Bildbearbeitungsverfahren der eingangs genannten Art erfindungsgemäß vorgesehen, dass die Pixel mittels eines neuronalen Netzes einer Bewertung unterzogen werden, um solche Pixel zu ermitteln und bei der Festlegung der Grauwerte unberücksichtigt zu lassen, die sich in einem Direktstrahlungsbereich oder in einem projizierten Kollimatorbereich befinden.

[0006] Der Erfindung liegt die Erkenntnis zugrunde, dass mittels eines neuronalen Netzes Bildbereiche ermittelt werden können, die einer bestimmten Kategorie angehören, da deren Pixel ähnliche Grauwerte aufweisen. Auf diese Weise ist es möglich, Direktstrahlungsbereiche oder Kollimatorbereiche festzustellen. Direktstrahlungsbereiche weisen sehr hohe Grauwerte auf, Kollimatorbereiche weisen andererseits sehr niedrige Grauwerte auf. Diese Bereiche mit extremen Grauwerten werden bei der Festlegung der Grauwerte unberücksichtigt gelassen, sodass die für die Bilddarstellung relevanten Grenzwerte der Grauwerte allein auf solchen Pixeln beruhen, die das untersuchte Organ darstellen. Das erfindungsgemäße Bildverarbeitungsverfahren kann automatisch durchgeführt werden, sodass die dargestellten Untersuchungsbilder nicht von den subjektiv gewählten Einstellungen eines Anwenders beeinflusst werden.

[0007] Im Rahmen des erfindungsgemäßen Bildbearbeitungsverfahrens kann es vorgesehen sein, dass der Signalwert eines Pixels als Wert für Eingangsknoten des neuronalen Netzes verwendet wird. Alternativ oder zusätzlich kann das unter Berücksichtigung benachbarter Pixel ermittelte Signal-zu-Rausch-Verhältnis eines Pixels als Wert für die Eingangsknoten des neuronalen Netzes verwendet werden. Für die Umgebung eines Pixels können statistische Werte wie die Varianz oder die Standardabweichung ermittelt werden. Die auf diese Weise gewonnenen Daten sind Eingangsgrößen für das neuronale Netz.

[0008] Als weitere Alternative kann bei dem erfindungsgemäßen Bildbearbeitungsverfahren vorgesehen sein, dass ein auf dem Untersuchungsbild abgebildetes Organ und/oder der bei einer Röntgenunter-

suchung gewählte Dosisbereich und/oder die bei einer Röntgenuntersuchung gewählte Röntgenspannung als Wert für die Eingangsknoten des neuronalen Netzes verwendet wird bzw. werden. Es ist auch möglich, dass der unter Berücksichtigung benachbarter Pixel ermittelte Gradient des Signalwertes eines Pixels als Wert für die Eingangsknoten des neuronalen Netzes verwendet wird. Der Gradient der Signalwerte in der Umgebung eines bestimmten Pixels liefert eine Information über die "Flachheit" der Signale, wobei im Direktstrahlungsbereich und im projizierten Kollimatorbereich nur sehr geringe Änderungen des Signalpegels von Pixel zu Pixel vorhanden sind. In dem Bereich des dargestellten Objekts sind jedoch üblicherweise größere Gradienten zwischen benachbarten Pixeln vorhanden.

[0009] In weiterer Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens kann es vorgesehen sein, dass das neuronale Netz die Wahrscheinlichkeit ermittelt, die angibt, ob ein bestimmter Pixel im Direktstrahlungsbereich, im Bereich des Objekts oder im Bereich des Kollimators liegt. Dazu wird das neuronale Netz mit Musterbildern trainiert, sodass die Ausgangsknoten anschließend die entsprechenden Wahrscheinlichkeitswerte ergeben.

[0010] Bei dem erfindungsgemäßen Bildbearbeitungsverfahren kann es vorgesehen sein, dass anhand der ermittelten Wahrscheinlichkeitswerte Untersuchungsbildbereiche mit ähnlicher oder gleicher Bildinformation ermittelt werden. Erfahrungsgemäß sind die Bildbereiche mit Direktstrahlung und die Bildbereiche mit projizierten Kollimatoren einfach zusammenhängende Gebiete. Daher können diese Gebiete anhand der Wahrscheinlichkeitswerte ermittelt werden. In weiterer Ausgestaltung der Erfindung kann dabei vorgesehen sein, dass ein auf diese Weise ermitteltes Gebiet festgelegt wird, sofern eine bestimmte Mindestanzahl von Pixeln mit ähnlicher oder gleicher Bildinformation vorhanden ist. Im nächsten Verfahrensschritt können diese Gebiete mit Direktstrahlung oder mit projizierter Kollimatorstrahlung außer Acht gelassen werden, sodass zur Festlegung der minimalen und maximalen Grauwerte diejenigen Bildbereiche herangezogen werden, die das Objekt zeigen.

[0011] Daneben betrifft die Erfindung eine medizinische Untersuchungseinrichtung, insbesondere eine Röntgenanlage, zum Aufnehmen digitaler medizinischer Untersuchungsbilder.

[0012] Erfindungsgemäß ist die medizinische Untersuchungseinrichtung zur Durchführung des beschriebenen Bildverarbeitungsverfahrens ausgebildet.

Ausführungsbeispiel

[0013] Weitere Vorteile und Einzelheiten der Erfin-

dung werden anhand eines Ausführungsbeispiels unter Bezugnahme auf die Figuren erläutert. Die Figuren sind schematische Darstellungen und zeigen:

[0014] [Fig. 1](#) ein Histogramm mit einer Grauwertverteilung einer Röntgenaufnahme;

[0015] [Fig. 2](#) die Verarbeitung der Bildinformationen durch ein neuronales Netz im Rahmen des erfindungsgemäßen Verfahrens; und

[0016] [Fig. 3](#) eine Radiographieaufnahme mit ermittelten Direktstrahlungsbereichen.

[0017] [Fig. 1](#) zeigt die Grauwertverteilung einer Röntgenaufnahme in Form eines Histogramms. Auf der horizontalen Achse sind die Grauwerte aufgetragen, auf der vertikalen Achse ist die Anzahl der Pixel aufgetragen, dementsprechend zeigt [Fig. 1](#) die Verteilung der Grauwerte. Der Bereich **1** enthält die Grauwerte in dem projizierten Kollimatorbereich, die sehr niedrig sind. Daran schließt sich ein Fenster **2** an, das durch ein Minimum **3** und ein Maximum **4** begrenzt wird. In dem Bereich **5** liegt Direktstrahlung vor, dementsprechend sind die Grauwerte dort sehr hoch. Um ein optimale Darstellung des medizinischen Untersuchungsbildes zu erzielen, muss der Bereich des Fensters **2** zwischen dem Minimum **3** und dem Maximum **4** ermittelt werden. Der Bereich des Fensters **2** kann auch durch einen Mittelwert **6** und die Angabe der Fensterbreite festgelegt werden. Die Lage des Fensters wird durch das Bildbearbeitungsverfahren ermittelt.

[0018] [Fig. 2](#) zeigt die Verarbeitung der Bildinformation durch ein neuronales Netz. Bei einer Röntgenuntersuchung, bei der ein Flachbilddetektor verwendet wird, erhält man für jedes Pixel des Detektors einen Grauwert. Sämtliche Pixelwerte bilden zusammen eine Bildmatrix **7**, die im nächsten Verfahrensschritt einer Vorverarbeitung **8** unterzogen wird.

[0019] Im Rahmen der Vorverarbeitung **8** wird die Bildmatrix **7** pixelweise analysiert. Durch den Verfahrensschritt der Vorverarbeitung **8** werden Werte für Eingangsknoten **9** eines neuronalen Netzes **10** bestimmt. Im einfachsten Fall können die Signalwerte der Pixel als Werte für die Eingangsknoten **9** verwendet werden. Da die Grauwerte in dem projizierten Kollimatorbereich sehr niedrig und die Grauwerte im Bereich der Direktstrahlung sehr hoch sind, kann bereits aufgrund dieser einfachen Angaben eine Auswertung erfolgen. Alternativ oder zusätzlich kann das Signal-zu-Rausch-Verhältnis der Pixel berücksichtigt werden. Dazu werden die Pixel in der Umgebung eines Pixels ausgewertet, um die Varianz und die Standardabweichung der Grauwerte zu bestimmen. Im einfachsten Fall kann die direkte 3×3 -Umgebung eines Pixels ausgewertet werden. Im Bereich der Direktstrahlung ist das lokale Röntgenspektrum nicht

geschwächt oder gefiltert, sodass das Signal-zu-Rausch-Verhältnis an dieser Stelle am größten und durch das "weichste" mögliche Röntgenspektrum definiert ist. Andererseits ist das Signal-zu-Rausch-Verhältnis im Bereich des projizierten Kollimatorbereichs durch die Bleiplatten am geringsten und das Röntgenspektrum maximal gefiltert, dementsprechend liegt hier das "härteste" mögliche Spektrum vor. Die gewählten Definitionen "weich" und "hart" beziehen sich auf das Ausgangsspektrum, das für ein gegebenes Organ gewählt wird.

[0020] Alternativ oder zusätzlich kann auch der Gradient der Signale in der Umgebung eines Pixels berücksichtigt werden. Auch hier kann eine Umgebung von 3×3 , 5×5 Pixeln oder größeren Umgebungen gewählt werden. Da im Direktstrahlungsbereich und auch im projizierten Kollimatorbereich nur sehr geringe Änderungen des Signalpegels von Pixel zu Pixel vorliegen, ist der Gradient der Signale eine charakteristische Größe um festzustellen, in welchem Gebiet sich ein bestimmter Pixel befindet. Zusätzlich können weitere Parameter berücksichtigt werden, dazu zählen das gewählte untersuchte Organ, der gewählte Dosisbereich oder die gewählte Röntgenspannung.

[0021] Das neuronale Netz **10** umfasst neben den Eingangsknoten **9** eine Hidden Layer **11**, wobei die Eingangsknoten **9** und die Knoten der Hidden Layer **11** über Verbindungen **12** gekoppelt sind. Die Hidden Layer **11** ist mit einem Ausgangsknoten **13** verbunden, der die durch das neuronale Netz **10** ermittelte Wahrscheinlichkeit für einen bestimmten Pixel ergibt. Die Wahrscheinlichkeitsverteilung für das gesamte Untersuchungsbild liegt anschließend in Form einer Wahrscheinlichkeitsmatrix **14** vor. Das neuronale Netz **10** muss zunächst in bekannter Weise trainiert werden, wobei entsprechende Untersuchungsbilder verwendet werden, bei denen die verschiedenen Bereiche (Direktstrahlung, Kollimator, Objekt) von einem Benutzer festgelegt worden sind.

[0022] In dem dargestellten Ausführungsbeispiel sind dem Kollimatorbereich die Wahrscheinlichkeiten vom 0 bis 0,1 zugeordnet, dem Objektbereich die Wahrscheinlichkeiten zwischen 0,1 und 0,9 und dem Direktstrahlungsbereich die Wahrscheinlichkeiten zwischen 0,9 und 1. Der Idealwert für den Kollimatorbereich beträgt 0, der Idealwert für den Direktstrahlungsbereich beträgt 1.

[0023] Im nächsten Verfahrensschritt wird ausgehend von einem einzigen Pixel der Umgebungsbe- reich durch pixelweises Verbinden von benachbarten Pixeln mit gleicher oder ähnlicher Bildinformation erweitert. Zu diesem Zweck können auch morphologische Filter verwendet werden, wobei davon Gebrauch gemacht wird, dass die Direktstrahlungsbereiche und die Bildbereiche projizierter Kollimatoren im mathematischen Sinne einfach zusammenhän-

gende Gebiete sind. Ausgehend von einem Pixel, das eine sehr hohe Wahrscheinlichkeit hat, der Kategorie Direktstrahlung ($p = 1$) anzugehören, wird nun in der direkten Nachbarschaft nach weiteren Pixeln gesucht, die dieser Kategorie angehören und daher ähnliche Wahrscheinlichkeitswerte tragen.

[0024] Da die Gebiete zusammenhängend sind und keine Inseln aufweisen, können einzelne umschlossene Pixel, die eher abweichende Wahrscheinlichkeiten besitzen, dennoch akzeptiert werden und das Gebiet erweitern. Um sicher zu stellen, dass ein Gebiet tatsächlich der Kategorie Direktstrahlung angehört wird gefordert, dass eine bestimmte festgelegte Anzahl von direkt zusammenhängenden Pixeln vorliegt. Wenn die im Randbereich liegenden Pixel des Gebiets konsistent von dem Erwartungswert ($p = 1$) abweichende Wahrscheinlichkeitswerte aufweisen, wird dieses als Abbruchkriterium gewertet. Dasselbe gilt sinngemäß für Bildbereiche des projizierten Kollimators, bei denen der Erwartungswert für die Wahrscheinlichkeit $p = 0$ beträgt. Im Rahmen des Verfahrens werden auf diese Weise mehrere Gebiete gefunden, bei denen entweder Direktstrahlung vorliegt oder bei denen es sich um projizierte Kollimatorbereiche handelt.

[0025] [Fig. 3](#) zeigt ein Beispiel einer Radiographieaufnahme des Thorax mit mehreren Direktstrahlungsbereichen.

[0026] Durch das in einer Röntgenanlage implementierte Bildverarbeitungsverfahren wurden die Bereiche **15a** bis **15d** ermittelt, in denen bei der Untersuchung Direktstrahlung auf den Detektor auftritt. Bei der Festlegung der Grenzwerte für die Grauwerte werden die Direktstrahlungsbereiche **15a** bis **15d** nicht berücksichtigt, sodass lediglich der übrige Bereich **16** für die Festlegung des Fensters und des minimalen und maximalen Grauwerts verwendet wird.

Patentansprüche

1. Bildbearbeitungsverfahren für ein digitales medizinisches Untersuchungsbild, dessen Pixeln jeweils ein Grauwert zugeordnet ist, wobei zur Darstellung des Untersuchungsbilds ein minimaler und ein maximaler Grauwert als Grenzwerte festgelegt werden, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Pixel mittels eines neuronalen Netzes einer Bewertung unterzogen werden, um solche Pixel zu ermitteln und bei der Festlegung der Grauwerte unberücksichtigt zu lassen, die sich in einem Direktstrahlungsbereich oder in einem projizierten Kollimatorbereich befinden.

2. Bildbearbeitungsverfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Signalwert eines Pixels als Wert für Eingangsknoten des neuronalen Netzes verwendet wird.

3. Bildbearbeitungsverfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass das unter Berücksichtigung benachbarter Pixel ermittelte Signal-zu-Rausch-Verhältnis eines Pixels als Wert für die Eingangsknoten des neuronalen Netzes verwendet wird.

4. Bildbearbeitungsverfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der unter Berücksichtigung benachbarter Pixel ermittelte Gradient des Signalwertes eines Pixels als Wert für die Eingangsknoten des neuronalen Netzes verwendet wird.

5. Bildbearbeitungsverfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass ein auf dem Untersuchungsbild abgebildetes Organ und/oder der bei einer Röntgenuntersuchung gewählte Dosisbereich und/oder die bei einer Röntgenuntersuchung gewählte Röntgenspannung als Wert für die Eingangsknoten des neuronalen Netzes verwendet wird bzw. werden.

6. Bildbearbeitungsverfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass mittels des neuronalen Netzes für jeden Pixel ein Wahrscheinlichkeitswert ermittelt wird, der angibt, ob der Pixel im Direktstrahlungsbereich oder im Bereich des projizierten Kollimators oder im Objektbereich liegt.

7. Bildbearbeitungsverfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass der Wahrscheinlichkeitswert eines im Bereich des Kollimators liegenden Pixels etwa zwischen 0 und 0,1 liegt.

8. Bildbearbeitungsverfahren nach Anspruch 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, dass der Wahrscheinlichkeitswert eines im Bereich des Objekts liegenden Pixels etwa zwischen 0,1 und 0,9 liegt.

9. Bildbearbeitungsverfahren nach einem der Ansprüche 6 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass der Wahrscheinlichkeitswert eines im Direktstrahlungsbereich liegenden Pixels etwa zwischen 0,9 und 1 liegt.

10. Bildbearbeitungsverfahren nach einem der Ansprüche 6 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass anhand der ermittelten Wahrscheinlichkeitswerte Untersuchungsbildbereiche mit ähnlicher oder gleicher Bildinformation ermittelt werden.

11. Bildbearbeitungsverfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass ein Untersuchungsbildbereich beim Vorhandensein einer Mindestanzahl von Pixeln mit ähnlicher oder gleicher Bildinformation festgelegt wird.

12. Bildbearbeitungsverfahren nach Anspruch 10

oder 11, dadurch gekennzeichnet, dass bei der Festlegung der Grenzwerte für die Grauwerte Untersuchungsbildbereiche mit Direktstrahlung oder Bereiche mit projizierter Kollimatorstrahlung nicht berücksichtigt werden.

13. Medizinische Untersuchungseinrichtung, insbesondere Röntgenanlage, zum Aufnehmen digitaler medizinischer Untersuchungsbilder, dadurch gekennzeichnet, dass die Untersuchungseinrichtung zur Durchführung eines Bildverarbeitungsverfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 12 ausgebildet ist.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

FIG 1

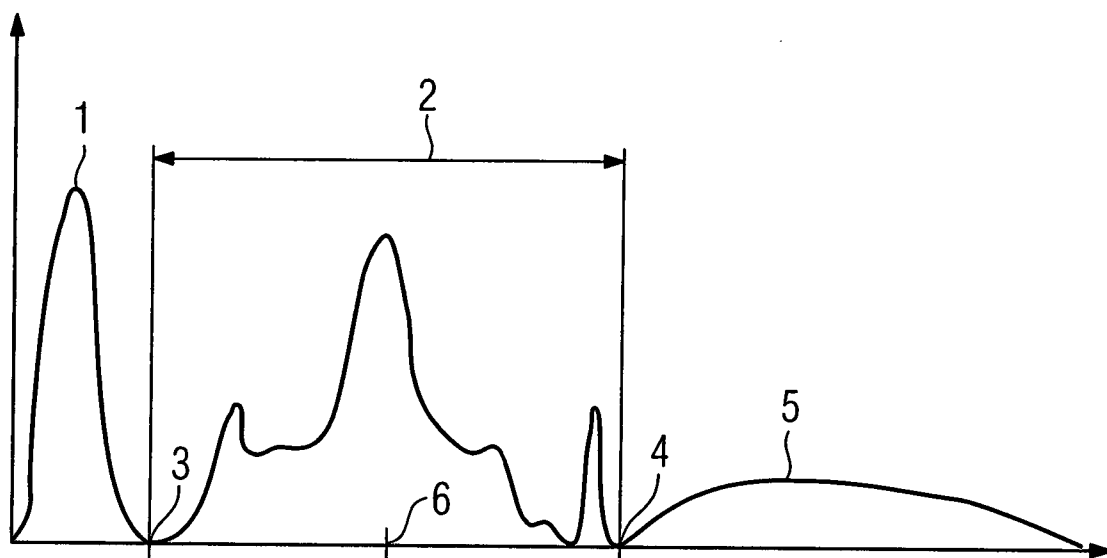


FIG 2

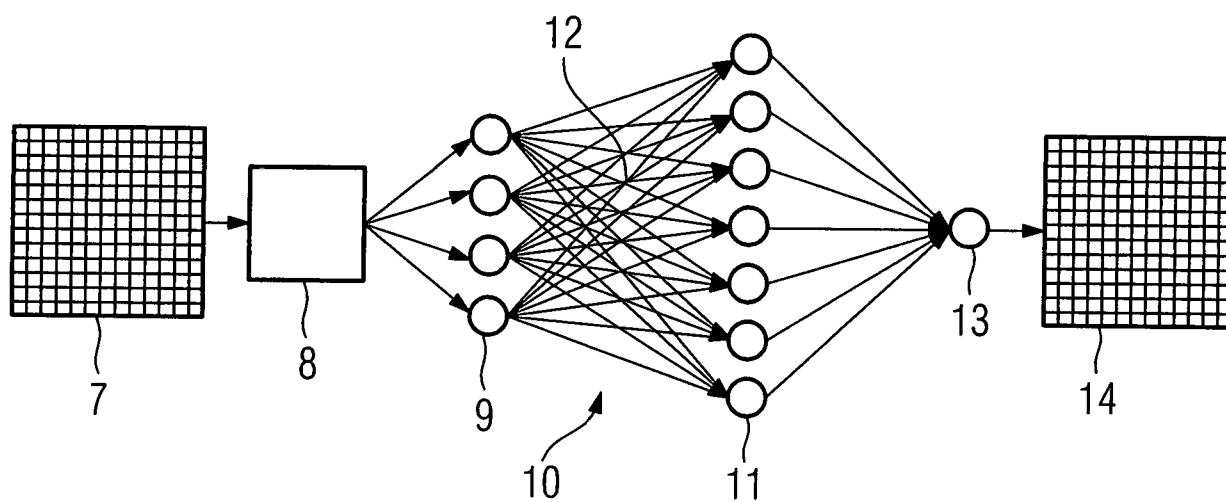


FIG 3

