



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 697 33 238 T2** 2006.02.09

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 840 253 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **697 33 238.1**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **97 308 569.9**

(96) Europäischer Anmeldetag: **28.10.1997**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **06.05.1998**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **11.05.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **09.02.2006**

(51) Int Cl.⁸: **G06T 5/50** (2006.01)
G06T 7/00 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
738860 28.10.1996 US

(73) Patentinhaber:
General Electric Co., Schenectady, N.Y., US

(74) Vertreter:
Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE, NL

(72) Erfinder:
**Gupta, Rajiv, New York 10021, US; Srinivas,
Chukka, Walden, Massachusetts 02148, US**

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Gerät zur digitalen Substraktionsangiographie**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Gegenstand der Erfindung ist allgemein die Röntgenstrahlbildgebung und insbesondere die digitale Subtraktionsangiografie zur vaskulären Bildgebung.

[0002] Die digitale Subtraktionsangiografie (DSA) ist ein bekanntes Röntgenverfahren zur vaskulären Beobachtung. Bei einem bekannten DSA-Bildgebungsverfahren werden vor und nach der Injektion von röntgenopakem Kontrastmittel in Blutgefäße, Röntgenbilder der Anatomie aufgenommen. Das vor der Injektion des Kontrastmittels aufgenommene Röntgenbild wird manchmal als das Maskenbild bezeichnet und das nach der Injektion des Kontrastmittels aufgenommene Röntgenbild wird manchmal als getrübtes Bild bezeichnet. Die logarithmische Subtraktion des Maskenbilds von dem getrübten Bild sollte alle Bilddaten außer denen beseitigen, die zu den getrübten Blutgefäßen gehören.

[0003] Deshalb sollte in dem DSA-Bild prinzipiell nur die getrübte Vaskulatur sichtbar sein. Jedoch kommt es in der Praxis bei der DSA-Bildgebung vor, dass zusätzlich zu den der getrübten Vaskulatur zugehörigen Daten Artefakte oder andere Bilddaten enthalten sind. Beispielsweise ist typischerweise eine Zeitverzögerung zwischen der Akquisition der vor der Kontrastierung und der nach der Kontrastierung aufgenommenen Bilder vorhanden. Kleine Patientenbewegungen während dieses Intervalls verursachen eine fehlende Übereinstimmung zwischen den beiden Bildern, was zu Bewegungsartefakten in dem schlussendlich erstellten DSA-Bild führt.

[0004] Während außerdem gewisse Arten von Patientenbewegungen kontrolliert und minimiert werden können, sind verschiedene andere Arten unfreiwilliger Bewegungen (z.B. kardialer Bewegungen) ohne schwere Intervention viel schwieriger unter Kontrolle zu bringen. Solche unwillkürlichen Bewegungen haben die Verwendung der DSA-Bildgebung in verschiedenen anatomischen Bereichen beschränkt oder limitiert. Beispielsweise werden bei kardialen Verfahren nur die getrübten Bilder verwendet.

[0005] Außerdem ist es manchmal nötig, die Röntgenapparatur zwischen der vor der Kontrastierung und der nach der Kontrastierung liegenden Aufnahme zu bewegen. Die Bildgebungseinrichtung kann üblicherweise nicht exakt auf den gleichen Punkt positioniert werden, in dem das erste Bild, d.h. das Maskenbild, erhalten worden ist. Außerdem können tragende Teile der Bildgebungseinrichtung mechanischen Vibrationen unterliegen. Im Ergebnis werden das Maskenbild und das getrübte Bild typischerweise unter entsprechend geringfügig unterschiedlichen Einstellungen aufgenommen. Allgemein können die Maske und das getrübte Bild als Bilder betrachtet

werden, die durch zwei in hohem Maße korrelierte, jedoch unterschiedliche Kameras aufgenommen werden.

[0006] Außerdem werden Unterschiede zwischen dem Maskenbild und dem getrübten Bild durch eine Hysteresis verursacht. Insbesondere werden das Maskenbild und das getrübte Bild in Folge von Veränderungen der elektrischen und magnetischen Umgebung unterschiedlich verzerrt. Beispielsweise werden die Maskenbilder bei der Bildakquisition in einer vorwärts gerichteten Überstreichung der bildgebenden Gantry erhalten und die getrübten Bilder werden in einer rückwärts gerichteten Überstreichung der Gantry akquiriert. Solche elektrischen und magnetischen Unterschiede ergeben Artefakte in dem DSA-Bild in Folge eines Hysteresiseffekts.

[0007] In einem Versuch, die Probleme zu lösen, die mit den unterschiedlichen Bedingungen, unter denen das Maskenbild und das getrübte Bild erhalten werden, verbunden sind, erlauben viele angiografische Einrichtungen dem Bediener, das Maskenbild zu verschieben, um das Maskenbild mit dem getrübten Bild besser in Übereinstimmung zu bringen. Eine einfache Translation kann jedoch lediglich eine mit der Bildebene ausgerichtete Bewegung eines steifen Patienten korrigieren. Eine solche Bewegung eines steifen Patienten ist jedoch selten diejenige Bewegungsart, die Bildartefakte erzeugt.

[0008] Die internationale Patentanmeldung WO 94/18639 der Siemens Medical Systems Inc., veröffentlicht am 18. August 1994, offenbart ein Verfahren zur Erzeugung und Überlagerung von einander zu subtrahierender Bilder zur DSA unter Verwendung von Kantendetektion: es werden Bildkanten in dem Maskenbild und in dem kontrastierten Bild bestimmt, wobei ein gewisses Fehlüberlagerungsmaß M (in Pixeln) angenommen wird, es wird ein Satz möglicherweise fehlüberlappter interessierender Bereiche (regions of interest = ROI) der Größe M in dem Maskenbild bestimmt und für jeden wird ein deterministischer Vorzeichenwechselalgorithmus (deterministic sign change = DSC) durchgeführt, um den DSC-Score des ROI des Maskenbilds und des ROI des Kontrastbilds zu vergleichen, wobei der ROI mit dem besten Score von dem ROI des Kontrastbildes abgezogen wird.

[0009] Ein anderer bekannter Versuch zur Lösung solcher Bildgebungsprobleme ist in Gupta-Srinivas „Image Warping for Accurate Digital Subtraction Angiography“ Proceedings der AAAI, Frühjahrssymposium über Anwendungen der Computervisualisierung in der medizinischen Bildverarbeitung, Stanford-Universität, 21. bis 23. März 1994, beschrieben. Der von Gupta-Srinivas beschriebene Algorithmus verzerrt das Maskenbild durch Nutzung einer globalen Projektionstransformation, um das Maskenbild mit dem

getrübten Bild in Übereinstimmung zu bringen. Die auf das Maskenbild angewendete globale Transformation wendet jedoch die gleiche Transformation auf alle Pixel des Bildes an. Im Ergebnis korrigiert ein solcher Algorithmus jedoch keine Fehlübereinstimmungsänderung eines Teils des Bildes in Bezug auf einen anderen Teil des Bildes. Die Gründe der oben genannten Subtraktionsartefakte, z.B. Patientenbewegung, unwillkürliche Bewegung, Wechsel der Kameraparameter und Hysteresis erzeugen allgemein Fehlübereinstimmungen zwischen der Maske und dem getrübten Bild, die für unterschiedliche Pixel unterschiedlich sind.

[0010] Es wäre zu wünschen, DSA-Bilder präziser zu erzeugen. Solchen präzisen Bilder sollten vorzugsweise nur ein Minimum in Artefakten in Folge von Bewegung und Hysteresis haben und sollten hinsichtlich jeder Fehlübereinstimmungsänderung von einem Teil des Bildes in Bezug auf einen anderen Teil des Bildes korrigiert sein.

[0011] Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung weist ein lokal adaptives Verfahren zur Sub-Pixelausrichtung eines digitalen Röntgenstrahlenmaskenbildes und eines getrübten digitalen Röntgenstrahlenbildes, das eine präzise Subtraktion des Maskenbildes von dem getrübten Bild gestattet, den Schritt der Erzeugung von Matchpunkten, die Erzeugung einer lokal adaptiven Bild-zu-verzerrtem-Bild-Transformation und die Durchführung einer logarithmischen Subtraktion zur Erzeugung eines DSA-Bilds auf.

[0012] Spezieller wird bei der Matchpunkterzeugung ein Satz zweidimensionaler Punkte in dem Maskenbild und ihrer korrespondierenden Punkte in dem getrübten Bild erhalten. Nach Durchführung der Matchpunkterzeugung wird eine lokal adaptive Bild-zu-Verzerrungserzeugung durchgeführt, die die Bild-zu-Bild-Matchpunkte nutzt. Dies bedeutet, dass eine Transformationsfunktion erzeugt wird, die die angepassten Punkte in dem Maskenbild auf deren entsprechende Punkte in dem getrübten Bild abbildet. Die erzeugte Transformation wird dann auf die Maskenbilddaten angewendet und der Logarithmus der Pixelwerte des transformierten (d.h. verzerrten) Maskenbildes wird von dem Logarithmus der entsprechenden Pixelwerte in dem getrübten Bild abgezogen. Eine solche Subtraktion wird für jedes Pixel durchgeführt. Nach Beendigung einer solchen Subtraktion für das gesamte Bild repräsentieren die Ergebnisdaten ein DSA-Bild.

[0013] Das oben genannte Verfahren liefert präzise DSA-Bilder mit weniger Artefakten als üblich und ist adaptiv im Hinblick auf die Korrektur jeder Fehlauseichnungsänderung eines Teils des Bildes in Bezug auf einen anderen Teil des Bildes.

[0014] Es wird nun als Beispiel eine Ausführungsform der Erfindung beschrieben, wobei auf die beige-fügten Zeichnungen Bezug genommen wird, in denen:

[0015] [Fig. 1](#) ein Flussbild ist, das Verarbeitungsschritte gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung veranschaulicht.

[0016] [Fig. 2](#) ist ein Flussbild, das Verarbeitungsschritte zur Durchführung des Matchpunkterzeugungsschritts veranschaulicht, der in dem Flussbild in [Fig. 1](#) angegeben ist.

[0017] Das Flussbild nach [Fig. 1](#) veranschaulicht ein DSA-Verfahren oder Ablauf **10** zur vaskulären Bildgebung gemäß einer Ausführungsform der Erfindung. Das Verfahren **10** ist ein lokal adaptives Verfahren zur Subpixelausrichtung des digitalen Röntgenstrahlenmaskenbildes und des getrübten digitalen Röntgenstrahlenbildes, was eine genaue Subtraktion des Maskenbildes von dem getrübten Bild gestattet. Vor der Ausführung des Verfahrens **10** werden Maskenbilddaten und getrübte Bilddaten für einen interessierenden Bereich erhalten.

[0018] Nachdem die Verarbeitung in Schritt **12** gestartet worden ist, wird eine Matchpunkterzeugung **14** durchgeführt. Bei der Matchpunkterzeugung **14** wird in dem Maskenbild ein Satz zweidimensionaler Punkte sowie entsprechender Punkte in dem getrübten Bild erhalten. Als Schritt **14** können das in Han-nah „A Description of SRI's Baseline Stereo System“, Technical Report Tech. Note 365, SRI International Artificial Intelligence Center, Oktober 1985, beschriebene oder jedes andere Matchpunktberechnungsverfahren genutzt werden, das ein dichtes Gitter von Matchvariablen zwischen dem Maskenbild und dem getrübten Bild liefert.

[0019] Nach Durchführung der Matchpunkterzeugung **14** wird die lokal adaptive Bild-zu-verzerrtes-Bild-Erzeugung **16** durchgeführt. Spezieller wird in Schritt **16** unter Verwendung der in Schritt **14** erzeugten Bild-zu-Bild-Matchpunkte eine Transformation durchgeführt, die die in Übereinstimmung gebrachten Punkte in das Maskenbild in deren entsprechende korrespondierende Punkte in dem getrübten Bild transformiert und die erzeugte Transformation wird auf die Maskenbilddaten angewendet. Solche transformierten Maskenbilddaten werden manchmal als verzerrte Daten bezeichnet.

[0020] Wenn die Transformation auf die Maskenbilddaten angewendet worden ist, werden der Logarithmus der Pixelwerte in dem transformierten (d.h. verzerrten) Maskenbild von dem Logarithmus der entsprechenden Pixelwerte in dem getrübten Bild in Schritt **18** subtrahiert. Eine solche Subtraktion wird für jedes Pixel durchgeführt. Wenn eine solche Sub-

traktion für das gesamte Bild beendet ist, repräsentieren die sich ergebenden Daten in Schritt **20** ein DSA-Bild.

[0021] Spezieller wird bei einer Ausführungsform des oben beschriebenen Verfahrens **10** die Matchpunkterzeugung **14** gemäß dem Verfahren durchgeführt, das in Guptas Srinivas „Image Warping for Accurate Digital Subtraction Angiography“, Proc. Of AAAI, Spring Symposium of Applications of Computer Vision in Medical Image Processing, Stanford-Universität, 21. bis 23. März 1994, beschrieben ist.

[0022] [Fig. 2](#) ist ein Flussbild, das ein Verfahren oder einen Vorgang zur Durchführung der Matchpunkterzeugung **14** nach [Fig. 1](#) veranschaulicht. Spezieller und als ein dem Start **52** der Matchpunkterzeugung folgenden Vorverarbeitungsschritt in Schritt **54** eine Bildhierarchie oder -pyramide erzeugt, um die Berechnung der Matchpunkte zu beschleunigen. Eine solche Hierarchie wird erzeugt, indem beide Bilder in dem Stereopaar sukzessive auf die Hälfte ihrer Größe (und Auflösung) reduziert werden, indem ein Sub-Sampling unter Verwendung der Gauss-Konvolution durchgeführt wird.

[0023] Der Matching-Prozess beginnt dann mit dem Bild niedrigster Auflösung, d.h. mit dem Boden der Bildpyramide und arbeitet sich bis zu den Bildern mit der höchsten Auflösung auf. Spezieller und beginnend mit dem Bild niedrigster Auflösung wird in Schritt **56** in dem Maskenbild ein Satz interessierender Punkte entsprechen in der einen Ausführungsform den Pixeln mit der höchsten Auflösung. Punkte bei denen die lokale Intensität einer großen Schwankung unterliegt, werden als interessierend angesehen, weil sie einfach in Übereinstimmung zu bringen sind.

[0024] Anfänglich werden in Schritt **58** lediglich die interessierenden Punkte des Maskenbildes mit den entsprechenden Punkten des getrübtten Bildes in Übereinstimmung gebracht. Um einen Punkt in dem Maskenbild mit seinem korrespondierenden Punkt in dem getrübtten Bild in Übereinstimmung zu bringen, wird in einer Ausführungsform ein kleiner Flächenbereich (Kachel) des Bildes um den Punkt in dem Maskenbild mit allen Kacheln (Flächenbereichen) in dem getrübtten Bild korreliert. Dieser Prozess setzt hierarchisch von der niedrigsten Auflösung bis zu der höchsten Auflösung fort. Das Zentrum der Kachel in dem getrübtten Bild, das die maximale Korrelation aufweist, wird als der korrespondierende Matchpunkt identifiziert.

[0025] Die Bildkacheln des Maskenbilds und des getrübtten Bildes können in Bezug auf einander gedreht oder verschoben werden. Die Fehlpassung die sich aufgrund einer solchen Drehung ergibt, wird

durch eine zweidimensionale Perspektivtransformation der Maskenbildkachel zu der Nachbarschaft ihrer korrespondierenden Kachel in dem getrübtten Bild auf Basis von nutzergelieferten groben Matchpunkten korrigiert. Es kann das in Gupta-Srinivas „Image Warping for Accurate Digital Subtraction Angiography“, Proc. of AAAI, Spring Symposium on Applications of Computer Vision in Medical Image Processing, Stanford-Universität, 21. bis 23. März 1994, genutzt werden.

[0026] Wenn ein Satz von Matchpunkten berechnet worden ist, wird in Schritt **60** die Bild-zu-Bild-Transformation zur Übereinstimmung der Bildkacheln zwischen dem Maskenbild und dem getrübtten Bild erzeugt. Der Matchingprozess wird dann, wie in Schritt **62** angedeutet, unter Nutzung dieser neuen Transformation wiederholt, die genauer ist als die durch die nutzergelieferten Matchpunkte erhaltene.

[0027] Nach der Verarbeitung der Bilddaten mit höchster Auflösung ist das Ende **64** des Matchpunkterzeugungsverfahrens erreicht, womit der Prozess abgeschlossen wird. Es werden für einen Satz von Punkten auf einem Quadratgitter in dem Maskenbild die entsprechenden Matchpunkte in dem getrübtten Bild identifiziert. In Folge von Patientenbewegung, Hysterisis oder anderen solchen Effekten ist das Gitter in dem getrübtten Bild nicht quadratisch.

[0028] Wenn ein Gitter von Matchpunkten gefunden worden ist, wird die Verlagerung (dx , dy) die zu jedem Gitterpunkt in dem Maskenbild addiert werden sollte, um die Koordinaten des entsprechenden Punktes in dem getrübtten Bild zu finden, bestimmt. Speziell werden dx und dy als separierbare Funktionen der Maskenbildkoordinate (x, y) angesehen. Dies bedeutet:

$$\begin{bmatrix} dx \\ dy \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f(x, y) \\ g(x, y) \end{bmatrix}$$

wobei f und g unbekannte Funktionen sind, deren Werte nur an den Gitterpunkten bekannt sind. Der Wert von f und g wird in jedem beliebigen Punkt des Maskenbildes durch Interpolation bestimmt. Es ist wichtig, dass die beiden Verlagerungen entlang der X- und der Y-Richtung gesondert behandelt werden und die verwendete Interpolationstechnik die Werte an den Gitterpunkten nicht verändert. Zur Durchführung der Interpolation können Interpolationstechniken wie eine allgemeine Polynomtransformation, doppeltkubische oder dünne Platten-Splines oder andere Typen globaler Splines, beispielsweise die Global Splines, beschrieben in Wolberg, „Digital Image Warping“, IEEE Computer Society Press, Los Alamitos, CA, 1990, verwendet werden.

[0029] Die Lokalisierung jedes Pixels in der Bildmaske wird durch Verlagerungen transformiert, die durch die Interpolation gegeben ist, um den Ort des entsprechenden Pixels in dem getrübten Bild aufzufinden. Die Intensität jedes Pixels in dem Maskenbild wird dann logarithmisch von dem entsprechenden Pixel in dem getrübten Bild subtrahiert.

[0030] Das oben beschriebene Verfahren liefert präzise DSA-Bilder mit weniger Artefakten und ist adaptiv um jede Fehlüberlagerungsänderung von einem Teil des Bildes in Bezug auf einen anderen Teil des Bildes zu korrigieren. Das Verfahren ist außerdem nicht auf die oben beschriebene spezifische Implementation beschränkt. Beispielsweise können andere hierarchische Matchingtechniken in der Matchpunkterzeugung verwendet werden, wie beispielsweise beschrieben durch Quam, „Hierarchical Warp Stereo“, in M.A. Fischler und O. Firschein, Editors, Readings In Computer Vision, Seiten 80 bis 86, Morgan Kaufmann Publishers, Inc., 1987. Während oben ein korrelationsbasiertes Matchingschema beschrieben worden ist, können eigenschaftsbasierte Matchingschemata alternativ ebenfalls genutzt werden.

[0031] Die oben beschriebenen Verfahren können durch verschiedene Prozessortypen, wie beispielsweise einen Vielzweckcomputer oder eine applikationsspezifische integrierte Schaltung (ASIC) einschließlich eines Mikrocontrollers implementiert werden. Der spezielle Typ des ausgewählten Prozessors hängt beispielsweise von der Art und Weise ab, in der die Bilddaten geliefert werden oder von anderen gewünschten Betriebscharakteristika.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Erzeugen eines digitalen Subtraktions-Angiographiebildes aus Masken-Bilddaten, die vor dem Injizieren eines Kontrastmittels aufgenommen wurden, und getrübten Bilddaten, die nach der Injektion eines Kontrastmittels aufgenommen wurden, mit den Stufen:

Erzeugen von Anpassungspunkten zwischen den Masken-Bilddaten und den getrübten Bilddaten (**14**), Erzeugen einer lokal angepassten Bildtransformation unter Benutzung der erzeugten Anpassungspunkte; Anwenden der Transformation auf die Masken-Bilddaten zur Erzeugung von Krümmungs-Bilddaten (**16**) und Subtrahieren des Logarithmus eines Krümmungsbilddaten-Wertes vom Logarithmus des entsprechenden getrübten Bilddaten-Wertes (**18**).

2. Verfahren nach Anspruch 1, worin die Stufen des Erzeugens von Anpassungspunkten das Erzeugen eines Satzes zweidimensionaler Punkte in den Masken-Bilddaten und das Identifizieren entsprechender Punkte in den getrübten Bilddaten umfasst.

3. Verfahren nach Anspruch 1, worin die Stufe des Erzeugens von Anpassungspunkten umfasst: Erzeugen einer Bildauflösungsdaten-Hierarchie, Auswählen der Bilddaten mit der geringsten Auflösung und für die ausgewählten Bilddaten:

- (a) Identifizieren eines Satzes interessierender Punkte,
- (b) Anpassen der interessierenden Punkte in den Masken-Bilddaten an entsprechende Punkte im getrübten Bild,
- (c) Bestimmen einer Bild-zu-Bild-Transformation zum Registrieren von Bildstücken zwischen dem Masken- und dem getrübten Bild und
 - (i) wurden die Bilddaten mit der höchsten Auflösung nicht ausgewählt, Auswählen der Bilddaten mit der nächsthöchsten Auflösung und Wiederholen der Stufen (a) bis (c) und
 - (ii) wurden die Bilddaten mit der höchsten Auflösung ausgewählt, Beenden der Anpassungspunkt-Erzeugung.

4. Verfahren nach Anspruch 3, worin die Bildauflösungsdaten-Hierarchie durch aufeinander folgendes Verkleinern sowohl des Maskenbildes als auch des getrübten Bildes in einem Stereopaar bis auf etwa die Hälfte ihrer ursprünglichen Größe mit Unterproben unter Anwendung der Gauss'schen Faltung erzeugt wird.

5. Verfahren nach Anspruch 3, worin jeder des Satzes interessierender Punkte einem entsprechenden Pixel mit der höchsten Auflösung entspricht.

6. Verfahren nach Anspruch 3, worin die Stufe des Anpassens der interessierenden Punkte in den Masken-Bilddaten an entsprechende Punkte in dem getrübten Bild das Korrelieren eines kleinen Bildstückes um einen Punkt herum im Maskenbild mit allen Stücken im getrübten Bild und das Identifizieren des Zentrums des Stückes im getrübten Bild umfasst, um die maximale Korrelation als den entsprechenden Anpassungspunkt zu bestimmen.

7. Verfahren nach Anspruch 1, worin die Stufe des Erzeugens von Anpassungspunkten das Identifizieren eines Gitters von Anpassungspunkten und das Verfahren weiter das Bestimmen einer Verschiebung (dx, dy) umfasst, die zu jedem Gitterpunkt im Maskenbild hinzugefügt werden sollte, um Koordinaten des entsprechenden Punktes im getrübten Bild zu finden.

8. Verfahren nach Anspruch 7, worin dx und dy in Beziehung stehen durch:

$$\begin{bmatrix} dx \\ dy \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f(x, y) \\ g(x, y) \end{bmatrix}$$

worin f und g unbekannte Funktionen sind, deren Werte nur an Gitterpunkten bekannt sind.

9. Verfahren nach Anspruch 8, weiter umfassend die Stufe des Bestimmens von Werten von f und g bei einem willkürlichen Punkt im Maskenbild durch Interpolation.

10. Verfahren nach Anspruch 9, worin die Stelle jedes Pixels im Maskenbild durch die Verschiebungen transformiert wird, die durch Interpolation zum Finden des entsprechenden Pixels im getrübbten Bild gegeben sind.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

1/2

10

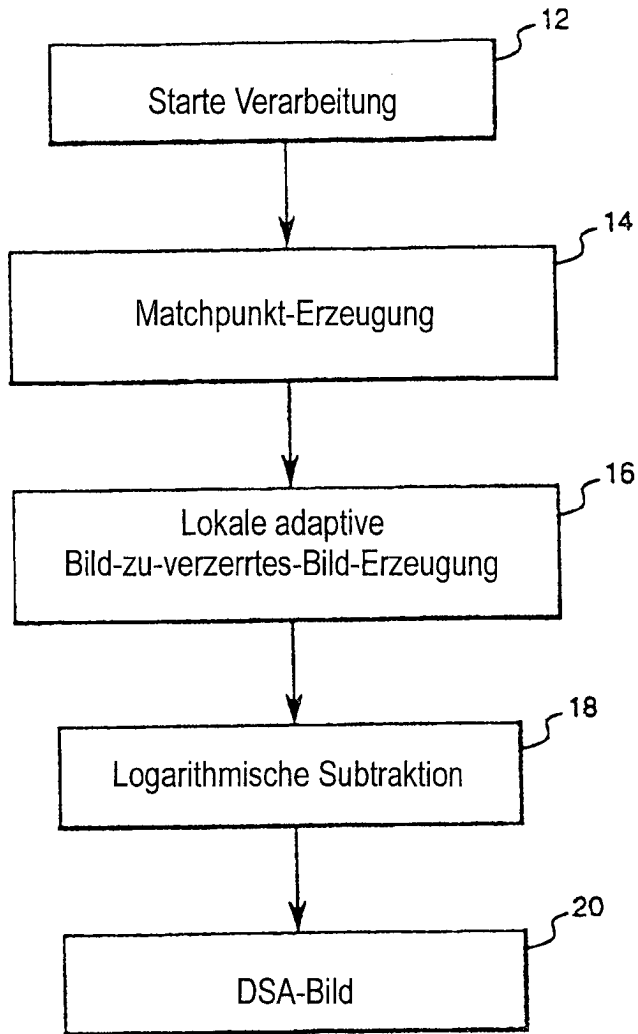
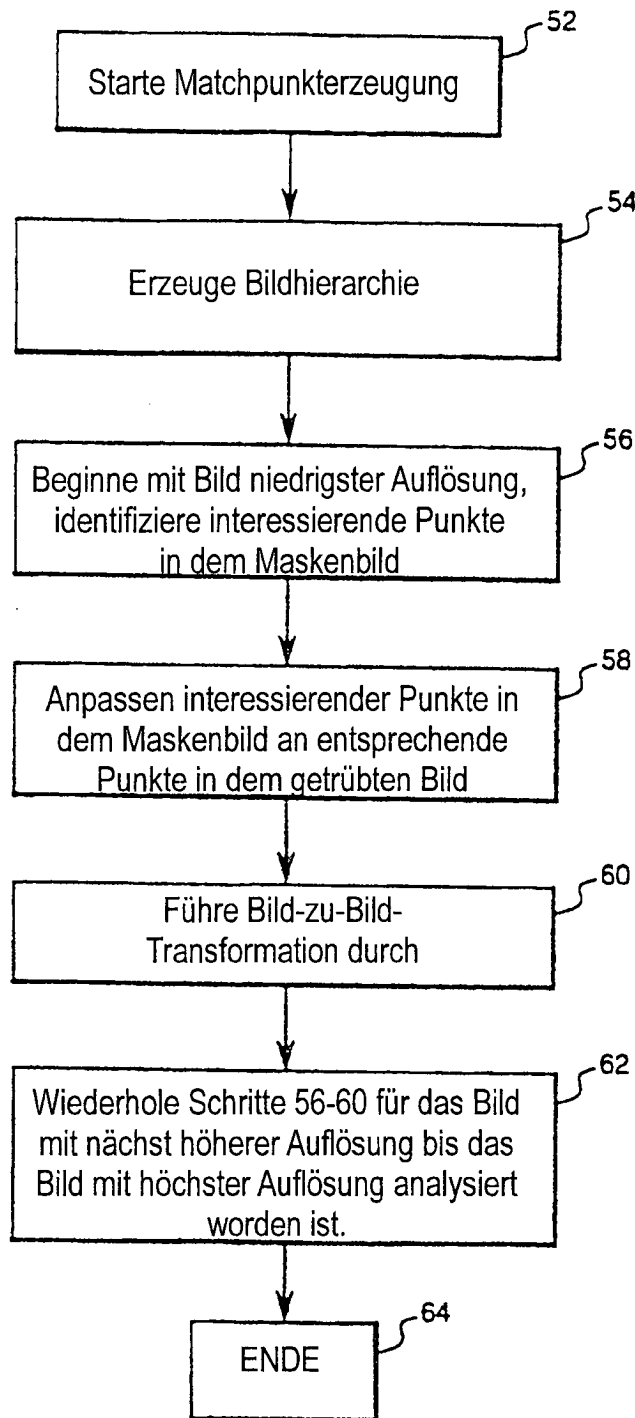


FIG. 1

14**FIG. 2**