



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 600 18 430 T2 2006.02.16

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 208 537 B1

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

(21) Deutsches Aktenzeichen: 600 18 430.7

(86) PCT-Aktenzeichen: PCT/EP00/10093

(96) Europäisches Aktenzeichen: 00 974 387.3

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: WO 01/031583

(86) PCT-Anmeldetag: 12.10.2000

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: 03.05.2001

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 29.05.2002

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: 02.03.2005

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 16.02.2006

(30) Unionspriorität:

99402662 26.10.1999 EP

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, FR, GB, NL

(73) Patentinhaber:

Koninklijke Philips Electronics N.V., Eindhoven,
NL

(72) Erfinder:

FLORENT, Raoul, NL-5656 AA Eindhoven, NL;
GOUBET, Lucile, NL-5656 AA Eindhoven, NL

(74) Vertreter:

Volmer, G., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 52066 Aachen

(54) Bezeichnung: **BILDVERARBEITUNGSVERFAHREN, -SYSTEM UND-VORRICHTUNG ZUR RAUSCHVERMINDE-
RUNG IN EINER FADENFÖRMIGEN STRUKTUR DARSTELLENDEN BILDSEQUENZ**

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 eingelebt, 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] Die Erfindung bezieht sich auf ein Bildverarbeitungsverfahren zur Rauschunterdrückung in einer Sequenz verrauschter Bilder, die eine fadenförmige Struktur vor einem Hintergrund darstellen. Die Erfindung bezieht sich insbesondere auf ein Rauschreduzierungsverfahren, das auf eine Sequenz medizinischer Röntgendifchleuchtungsbilder angewandt wird, die einen Katheterführungsdräht darstellen. Ferner bezieht sich die Erfindung auf ein System zum Ausführen dieses Verfahrens sowie auf ein Untersuchungsgerät mit Mitteln zur Bildverarbeitung. Die Erfindung wird bei der medizinischen Bildgebung angewandt.

[0002] Ein Bildverarbeitungssystem zur Filterung von Röntgendifchleuchtungsbildsequenzen ist bereits aus der US-amerikanischen Patentschrift 5.809.105 bekannt. In diesem Dokument werden Mittel zum Erfassen eines Bildes beschrieben, indem Röntgenstrahlen ein Objekt durchqueren, wobei das genannte Bild eine Anordnung von Bildpunktswerten umfasst, Mittel, um das Bild zu empfangen und daraus eine Maske zu erzeugen, die zu strukturellen Merkmalen im Bild gehörende Bildpunktswerte von Bildpunktswerten unterscheidet, die zum Hintergrund gehören, sowie Mittel, die auf die Maske reagieren, um zum Hintergrund gehörende Bildpunktswerte im Bild selektiv auszufiltern. Die Mittel zur Filterung der Hintergrundbildpunktswerte enthalten einen Poisson-Filte, bei dem es sich um einen räumlichen Filter handelt. Auf diese Weise wird die Maske benutzt, um die Hintergrundbildpunkte zur Filterung des Hintergrundrauschen auszuwählen, während die strukturellen Bildpunkte ungefiltert zur Anzeige durchgelassen werden.

[0003] Dieses bekannte Verfahren schafft keine Mittel, um Objektbewegungen in einer Bildsequenz zu detektieren. Daraus ergibt sich, dass es unter Umständen schwierig ist, den Hintergrund mit Hilfe der Maske ohne eine Verschlechterung der genannten strukturellen Merkmale herauszufiltern, insbesondere, wenn sie eine sehr dünne, fadenförmige Struktur haben. Die Maske kann die genannte fadenförmige Struktur abdecken, falls eine nicht erkannte rasche Bewegung auftritt. Außerdem schafft dieses bekannte Verfahren keine Mittel, um Phantomartefakte zu eliminieren. Darüber hinaus schafft dieses bekannte Verfahren keine Mittel, um die Objektbildpunkte selbst hinsichtlich des Rauschens zu filtern. Dies ist ein Nachteil, da die Grenzen einer dünnen, fadenförmigen Struktur durch Rauschen unscharf sein können, wodurch sich die genannte fadenförmige Struktur nur schwer lokalisieren lässt, während die zentralen Punkte der fadenförmigen Struktur durch Rauschen zerstreut werden können, so dass sich diese fadenförmige Struktur selbst dann nur schwer bildlich darstellen lässt, wenn das Hintergrundrauschen herausgefiltert wurde. Ferner gestattet das bekannte Verfahren keine Verstärkung der strukturellen Merkmale in Bezug auf den Hintergrund. Dies ist ein Nachteil, wenn dünne, fadenförmige Strukturen wenig Kontrast in Bezug auf einen rauschgestörten Hintergrund aufweisen.

[0004] In der Kardiologie kann eine Bildsequenz aus Bildern bestehen, die Blutgefäße darstellen, so genannte Arteriogrammbilder, mit deren Hilfe medizinische Verfahren zum Einführen eines Katheters in eine Ader in Echtzeit bildlich dargestellt werden. Derartige medizinischen Verfahren beruhen weitgehend auf der korrekten Sichtbarkeit eines metallischen Führungsdrähts, der zur Führung des Katheters in das Blutgefäß eingeführt wird. Diese digitalen Röntgendifchleuchtungsbilder sind verrauscht, weil sie mit schwachen Röntgenstrahlen gebildet werden. Es ist sehr wichtig, die Sichtbarkeit des Führungsdrähts in Bildsequenzen, die im Röntgendifchleuchtungsmodus angefertigt wurden, deutlich zu verbessern, um dem Arzt beim Vorschieben des Katheters in der Arterie zu helfen, Beschädigungen an den genannten Arterien während dieses Ablaufs zu vermeiden.

[0005] Die Erfindung zielt darauf ab, ein Bildverarbeitungsverfahren für die Anwendung auf eine verrauschte, eine fadenförmige Struktur vor einem Hintergrund darstellende Bildsequenz zu schaffen, die Hintergrundrauschenreduzierung ohne eine Verschlechterung der genannten fadenförmigen Struktur zu verbessern, die Phantomartefakte zu beseitigen sowie Rauschen herauszufiltern und die fadenförmige Struktur in Echtzeit, beispielsweise mit einer Rate von etwa 25 Bildern pro Sekunde, zu verstärken.

[0006] Diese Ziele werden durch ein Bildverarbeitungsverfahren nach Anspruch 1 sowie ein Computerprogramm nach Anspruch 11 erreicht.

[0007] Vorteile dieses Verfahrens sind, dass das interessierende Objekt erheblich präziser lokalisiert wird, während das Verarbeitungsverfahren in Echtzeit ausgeführt wird. Ein System zur Ausführung, des genannten Verfahrens wird in Anspruch 9 beansprucht und ein Röntgengerät mit einem System und mit Mitteln zur Ausführung des Verarbeitungsverfahrens wird in Anspruch 10 beansprucht.

[0008] Die Erfindung wird nachfolgend unter Bezugnahme auf die schematischen Figuren ausführlich beschrieben. Es zeigen:

- [0009] [Fig. 1](#) ein funktionales Blockdiagramm, das die Schritte des Verfahrens veranschaulicht;
- [0010] [Fig. 2A](#) das Originalbild eines Führungsdrahts vor einem Hintergrund,
- [0011] [Fig. 2B](#) zeigt ein Bild mit Bildpunkten, bei dem Führungsdraht mittels GWE-Betrieb extrahiert wurden, [Fig. 2C](#) zeigt ein Bild mit Ketten und Abzweigungen, [Fig. 2D](#) zeigt das Bild einer unabhängigen Kette;
- [0012] [Fig. 3](#) den Schritt der lokalen Verstärkung der Kettenpunkintensitäten,
- [0013] [Fig. 4A](#) ein funktionales Blockdiagramm, das ein Untersuchungsgerät mit einem System und mit Mitteln zur Ausführung des Verfahrens aus [Fig. 1](#) veranschaulicht, und [Fig. 4B](#) ein Röntgengerät zur Bereitstellung von Bilddaten für ein Verarbeitungssystem.
- [0014] Die Erfindung bezieht sich auf ein Bildverarbeitungsverfahren zur Rauschfilterung einer Bildsequenz, die eine, möglicherweise sich vor einem Hintergrund bewegende, fadenförmige Struktur darstellt, einschließlich einer Erfassung der Punktdaten in ersten und zweiten Sequenzbildern und einer Schätzung der entsprechenden gefilterten Punktdaten, um ein zweites, rauschgefiltertes Bild zu rekonstruieren. Unter einer fadenförmigen Struktur versteht man ein länglich geformtes Objekt in einem digitalen Bild mit einer transversalen Abmessung von 1 bis 10 Bildpunkten, möglicherweise 1 bis 3 Bildpunkten. Die Punktdaten sind die Intensitäten und Koordinaten der Punkte in den Bildern.
- [0015] In einem nachfolgend beschriebenen Beispiel bezieht sich die Erfindung speziell auf ein Rauschreduzierungsverfahren, das auf eine Sequenz verrauschter medizinischer Röntgendiffluenzbilder angewandt wird, die eine fadenförmige Struktur darstellen, bei der es sich um einen Katheterführungsdrat vor einem unübersichtlichen Hintergrund handelt. Das Bildverarbeitungsverfahren hat zur Aufgabe, eine verbesserte Sequenz von Bildern zu rekonstruieren, wobei die Punktdaten des Führungsdräts rauschgefiltert und in Bezug auf einen gefilterten Hintergrund verstärkt werden. Ein Problem liegt in der Auswahl der Punkte, die in den Sequenzbildern sowohl gefiltert als auch als Führungsdratpunkte verstärkt oder als Hintergrundpunkte gefiltert werden müssen. Dieses Problem wird durch ein Bildverarbeitungsverfahren gelöst, das die folgenden Schritte umfasst: Extrahieren der Führungsdratpunkte, Bilden von Ketten aus den genannten extrahierten Führungsdratpunkten, zeitliches Filtern der außerhalb der Ketten befindlichen, als Hintergrundpunkte bezeichneten Punkte, räumliches Filtern der auf den Ketten befindlichen, als Führungsdratpunkte bezeichneten Punkte und Einfügen der räumlich gefilterten Führungsdratpunkte in das Bild der zeitlich gefilterten Hintergrundpunkte. Ein weiteres Problem liegt in der Beseitigung der Phantomartefakte. Dieses Problem wird gelöst, indem eine Sequenz aus zwei Bildern verarbeitet wird und die Führungsdratpunkte zum Einfügen ausgewählt werden, die sich in mindestens einem der beiden Bilder auf einer Kette befinden. Ein weiteres Problem liegt in dem mangelnden Kontrast der Originalbilder. Dieses Problem wird gelöst, indem eine lokale Intensitätsverstärkung auf die räumlich gefilterten Führungsdratpunkte angewandt wird und die daraus resultierenden verstärkten Führungsdratpunkte der Kette im Bild der zeitlich gefilterten Hintergrundpunkte eingefügt werden.
- [0016] Bezug nehmend auf [Fig. 1](#) umfasst das Verfahren folgende Hauptvorgänge:
 Erfassung **100** der digitalen Intensitätssignale $Xt-1$ oder Xt eines Arteriogrammbilds, das einen Führungsdrat GW vor einem Hintergrund BG darstellt, wie in [Fig. 2A](#) gezeigt;
 Extraktion **10** der Führungsdratpunkte aus dem Arteriogrammbild, das heißt Detektieren und Lokalisieren der Führungsdratpunkte zur Lieferung eines Binärsignals $Mt-1$, Mt der detektierten Führungsdratpunkte und ihrer zugehörigen Koordinaten i, j , wie in [Fig. 2B](#) gezeigt;
 Kettenbildung **90** aus den extrahierten Führungsdratpunkten zur Lieferung eines Kettensignals $St(i, j)$ aus nummerierten Kettenpunkten mit ihren Koordinaten i, j , wie in [Fig. 2C](#) gezeigt;
 Einfügung **40** räumlich rauschgefilterter Führungsdratintensitäten von Punkten auf den Ketten in einem Bild mit zeitlich rekursiv rauschgefilterten Intensitäten von nicht auf der Kette befindlichen Punkten, die als Hintergrundpunkte bezeichnet werden;
 räumliche Filterung **60** der Intensitäten der auf den Ketten befindlichen nummerierten Führungsdratpunkte, die als zeitliche Abtastwerte betrachtet werden;
 lokale Verstärkung **70** der räumlich gefilterten Führungsdratkettenspunktintensitäten, und Einfügung **80** der verstärkten räumlich gefilterten Führungsdratpunktintensitäten auf den Ketten in das bereits zeitlich gefilterte Hintergrundbild zur Lieferung endgültig gefilterter Abtastwerte, im endgültig gefilterten Bild mit $OUFt$ bezeichnet.
- [0017] Ferner umfasst dieses Verfahren einen Schritt **50** zur Beseitigung von Phantomartefakten, der mit Hilfe von zwei aufeinander folgenden Arteriogrammbildern in einer Sequenz ausgeführt wird. Die Verwendung von

zwei Bildern ermöglicht zudem die Durchführung einer zeitlich rekursiven Filterung, um das Hintergrundrauschen herauszufiltern.

[0018] Wie nachfolgend noch ausführlicher beschrieben, wird das folgende Verfahren vorzugsweise mit Hilfe von zwei aufeinander folgenden Bildsequenzen ausgeführt, einschließlich eines ersten Bildes, das als zu einem ersten Zeitpunkt $t-1$ erfasstes kausales Bild bezeichnet wird, und eines zweiten Bildes, das als zu einem zweiten Zeitpunkt t erfasstes momentanes Bild bezeichnet wird. Dieses Verfahren verrichtet die Verarbeitung der Bildpunkte gemäß einer standardmäßigen Abtastung der Bilder, um nacheinander jeden aktuellen Punkt zu filtern. Die Koordinaten des aktuellen Punkts im Bild sind mit i, j bezeichnet, und die als Abtastwerte bezeichneten Intensitätswerte an diesem Punkt i, j im kausalen und im momentanen Originalbild sind jeweils mit $Xt-1$ und Xt angegeben. Dieses Verfahren wird in Echtzeit ausgeführt, das heißt mit einer Rate von etwa 25 Bildern pro Sekunde.

[0019] Bei diesem Bildverarbeitungsverfahren wird die Hintergrundfilterung vorzugsweise mit Hilfe eines zeitlich rekursiven, adaptiven Filters ausgeführt. Zeitliche Filter sind im Allgemeinen bekannt dafür, die besten Filterergebnisse bei Bildsequenzen zu erzielen, die Objekte ohne Bewegung darstellen (siehe Dokument „X-Ray Fluoroscopy Spatio-Temporal Filtering With Object Detection“ von R. Aufrichtig et al, IEEE Transactions On Medical Imaging, USA, IEEE Inc., New York, Bd. 14, Nr. 4, vom 1. Dezember 1995 (1995-12-01), Seiten 733–746). Bei Bildsequenzen, die Objekte mit Bewegung darstellen, können zeitlich rekursive Filter benutzt werden, die adaptiv auf die Bewegungen reagieren. In diesem Fall ist eine vollständige Erhaltung sich bewegender Details praktisch unmöglich. Daher kann bei der Verwendung eines zeitlich rekursiven Filters in einer Bildsequenz mit einem sich bewegenden Objekt, das so dünn wie ein Führungsdräht ist, eine derart dünne Struktur eine gewisse Verschlechterung erfahren. Tatsächlich beruht ein zeitlich rekursiver Filter auf bildpunktweisen Fuzzy-Entscheidungen in Bezug auf das Auftreten von Bewegung zwischen aufeinander folgenden Bildern. Da diese Entscheidungen jedoch vage und die Röntgendifurchleuchtungsbilder in der Regel stark verrauscht sind, kann ein zeitlicher Filter sich bewegende Objekte mit schwachem Kontrast nicht vollständig erhalten, da er keine Sicherheit in Bezug auf das Auftreten von Bewegung erreicht. Dies ist der Grund dafür, warum gemäß vorliegendem Verfahren die Führungsdrähtpunkte extrahiert werden und dann diese Führungsdrähtpunkte nicht zeitlich gefiltert werden. Stattdessen werden die extrahierten Führungsdrähtpunkte verarbeitet, um räumlich gefiltert zu werden.

[0020] Bezug nehmend auf [Fig. 2A](#) werden die Führungsdrähtpunkte in einem Bild nach dem anderen auf rein räumlicher Basis gleichzeitig extrahiert, das heißt ungeachtet ihres Bewegungsinhalts. Zu diesem Zweck wird jedes Originalbild zunächst abgetastet, um festzustellen, ob der aktuelle Punkt zum Bildhintergrund BG oder zum Führungsdräht GW gehört. Anschließend wird jeder Führungsdrähtpunkt extrahiert. Bezug nehmend auf [Fig. 2B](#) werden basierend auf den extrahierten Punkten Punktketten gebildet, um die Führungsdrähtrandpunkte zu beseitigen und die Führungsdrähtmittelpunkte zur weiteren Verarbeitung zu behalten. Bezug nehmend auf [Fig. 1](#) wird eine rekursive zeitliche Filterung RTPF auf solche Punkte angewandt, die nicht als Kettenpunkte extrahiert wurden und daher als Hintergrundpunkte bezeichnet werden, während eine räumliche Filterung SPF1 auf solche Punkte angewandt wird, die als Führungsdrähtkettenpunkte extrahiert wurden. Somit wird an einer Kettenpunktstelle, die ein Führungsdrähtpunktstelle ist, keine zeitliche Filterung vorgenommen, weil die Wahrscheinlichkeit von Bewegung groß ist; stattdessen wird eine räumliche Filterung vorgenommen; während an einer Nicht-Kettenpunktstelle, die als Hintergrundpunktstelle betrachtet wird, die Durchführung einer zeitlichen Filterung zugelassen wird, weil die Wahrscheinlichkeit von Bewegung gering ist. [Fig. 1](#) zeigt schematisch die einzelnen Schritte des Verarbeitungsverfahrens zur Rauschreduzierung in den Bildern einer Sequenz, die einen sich bewegenden Führungsdräht wie oben beschrieben darstellt. Dieses Verfahren liefert einen endgültig gefilterten Abtastwert, als OUFt angegeben, relativ zu jedem aktuellen Punkt an einer Stelle i, j für die Rekonstruktion eines gefilterten Bildes zu einem Zeitpunkt t aus den Abtastwerten $Xt-1, Xt$ des kausalen und des momentanen Bildes. Diese Schritte sind im Einzelnen:

Erfassung **100** der Abtastwerte $Xt-1, Xt$ des aktuellen Punkts an den Koordinaten i, j jeweils in dem kausalen und in dem momentanen Bild der Sequenz;

Extraktion des Führungsdrähts **10**, durchgeführt von einem Extraktionsmodul GWE, das an seinem Eingang 1 die genannten Abtastwerte $Xt-1, Xt$ empfängt, und an seinem Ausgang **56** entsprechende Binärabtastwerte $Mt-1, Mt$ bereitstellt, die entweder ein Datenwert 1 für einen aktuellen Punkt sind, der kein Führungsdrähtpunkt ist, oder ein Datenwert 0 für einen aktuellen Punkt, der kein Führungsdrähtpunkt ist und damit als ein Hintergrundpunkt betrachtet wird; im Zusammenhang mit den zu Punkten gehörenden Binärdatenwerten $Mt-1, Mt$ stehen die Koordinaten i, j der genannten Punkte; dies liefert ein als IMt bezeichnetes Bild der Führungsdrähtpunkte der Intensität 1, dargestellt vor einem Hintergrund der Intensität 0 zu einem Zeitpunkt t , wie in [Fig. 2B](#) gezeigt;

Kettenbildung **90**, die das Bild IMt der extrahierten Führungsdrähtpunkte in Ketten aus verketteten Punkten

umwandelt, auch bezeichnet als verbundene Punkte; ein Kettenpunkt gehört zu einem Satz verbundener Punkte, so dass jeder Kettenpunkt zwei Nachbarn hat, ausgenommen die beiden Endpunkte der Kette, die jeweils nur einen Nachbarn haben; der Schritt der Kettenbildung **90** kann verschiedene Ketten oder Ketten mit verschiedenen Abzweigungen schaffen, zum Beispiel B1, B2, B3..., wie in [Fig. 2C](#) dargestellt; in diesem letzten Fall werden die Punkte, die zu verschiedenen Abzweigungen gehören, Mehrfachpunkte genannt und müssen mit Hilfe eines dem Fachmann bekannten Vorgangs der Punktdetektion detektiert werden; auf diesen Vorgang der Punktdetektion folgt ein Vorgang der Abzweigungsseparation an der Stelle der Mehrfachpunkte und der Auswertung der wahrscheinlichsten Ketten, bezeichnet als SWS; [Fig. 2D](#) zeigt ein Beispiel für ein derartiges Bild, bezeichnet als ISt, zum Zeitpunkt t; der Ausgang **91** des Kettenmoduls **90** liefert eine Liste St(i, j) miteinander verbundener Punkte, gekennzeichnet durch fortlaufende Punktnummern 1, 2, ..., k, ..., n auf den Ketten SWS sowie durch die Koordinaten i, j der genannten Kettenpunkte im Bild ISt, beispielsweise:

il;jl;i2;j2;...;ik;jk;...in;jn; der Kettenbildungsschritt kann mit Hilfe von morphologischen Filtern ausgeführt werden, die einen Verdünnungsoperation vornehmen und Strukturen liefern, die als Gerüste der extrahierten Punkte bezeichnet werden; diese Gerüste sind die Basis für die Erzeugung der Kette SWS;

räumliche Filterung **20**, ausgeführt durch ein rein räumliches Filtermodul, bezeichnet als SPF1, das an seinem Eingang **2** den Abtastwert Xt des momentanen Bildes empfängt, und an seinem Ausgang **40B** einen räumlich gefilterten Abtastwert, bezeichnet als Gate-Abtastwert Gt, bereitstellt; dieser Vorgang der räumlichen Filterung ist nicht zwingend: im folgenden Schritt **40** kann an Stelle des Gate-Signals Gt direkt das ursprüngliche Signal Xt benutzt werden, weil die räumliche Filterung in den weiteren Schritten des Bildverarbeitungsverfahrens vorgenommen wird; der genannte räumliche Filterungsvorgang **20** wird jedoch empfohlen, um den Abtastwert Xt zu glätten, wodurch das genannte Verfahren in jedem Fall verbessert wird;

zeitliche Filterung **30**, ausgeführt durch ein zeitlich rekursives Filtermodul, bezeichnet als TPRF, das an seinem Eingang **4** die genannten Abtastwerte Xt-1, Xt des kausalen und des momentanen Bildes empfängt, und an seinem Ausgang **40A** einen zeitlich gefilterten Abtastwert bereitstellt, bezeichnet als Yt. Dieser zeitliche Filter ist mit einer Schleife **49** verbunden, die eine Verzögerung Δ schafft, und die an ihrem Eingang **46** die gefilterte Abtastung Yt empfängt und an ihrem Ausgang **47** einen gespeicherten kausale Abtastwert Yt-1 für den zeitlichen Filter TPRF zur Durchführung einer rekursiven zeitlichen Filterung bereitstellt.

[0021] Das Kettenbildungsverfahren bietet verschiedene Vorteile: Der Führungsdräht wird durch eine Kettenstruktur ersetzt, was bedeutet, dass die unscharfen Randpunkte jetzt beseitigt sind und nur die zentralen Führungsdrähtpunkte verarbeitet werden. Dieser Vorgang liefert auch das Listensignal St(i,j), das ein Steuersignal für den Aufbau der weiter gefilterten Bilder ist.

[0022] Die Vorgänge der Kettenbildung, der räumlichen und der zeitlichen Filterung werden parallel ausgeführt. In einem Realisierungsbeispiel kann das Extraktionsmodul **10**, bezeichnet als GWE, das die Extraktion des Führungsdrähtpunkts ausführt, Mittel oder Schritte wie die in der Patentschrift EP0840252 beschrieben umfassen. Der rein räumliche Filter **20**, bezeichnet als SPF1, der das Gate-Signal Gt vom ursprünglichen Signal Xt bereitstellt, kann ein räumlicher FMH (FIR-Median-Hybrid)-Filter, wie in der Patentschrift EP0755023 beschrieben, sein. Derartige FMH-Filter zeigen eine gute Erhaltungsfähigkeit für dünne Strukturen. Ein zeitlich rekursiver Filter, der sich selbst an Intensitätsschwankungen infolge von Bewegung oder Rauschspitzen anpassen kann, ist beispielsweise aus der Patentschrift EP0751482 bekannt. Ein derartiger Filter ist gut für die Verwendung im vorliegenden Verfahren geeignet.

[0023] Weiterhin umfasst das Verarbeitungsverfahren einen Einfügungsschritt **40**, der von einem als INSERTION 1 bezeichneten Modul ausgeführt wird, das an seinem Ausgang **40C** ein von der Lage des aktuellen Punkts abhängiges Signal Zt(i,j) ausgibt; das genannte Signal Zt(i,j) ist:

entweder der Gate-Abtastwert Gt(i,j), der vom räumlichen Filtermodul SPF1 an den Eingang **40B** des INSERTION 1-Moduls geliefert wird, wenn der aktuelle Punkt von einem Steuersignal, das an einem Eingang **40L** des INSERTION 1-Moduls anliegt, als Kettenpunkt detektiert wird; in diesem Fall ist der aktuelle Punkt in der Liste St(i,j) an der genannten Stelle i, j zum momentanen Zeitpunkt t,

oder der zeitlich gefilterte Abtastwert Yt(i,j), der vom zeitlichen Filter TPRF an den Eingang **40A** des INSERTION 1-Moduls geliefert wird, wenn der aktuelle Punkt vom Steuersignal am Eingang **40L** des INSERTION 1-Moduls als Nicht-Kettenpunkt detektiert wird; in diesem Fall ist der aktuelle Punkt nicht in der Liste St(i,j) an der genannten Stelle i, j zum genannten momentanen Zeitpunkt t und wird als Hintergrundpunkt betrachtet.

[0024] Das Listensignal St(i,j) ist ein binäres Steuersignal 1 oder 0, das dem Eingang **40L** des INSERTION 1-Moduls **40** zugeführt wird. Das INSERTION 1-Modul **40** fügt so die Intensitäten der Gate-Abtastwerte Gt an den Stellen i,j der aktuellen Punkte ein, die in der Liste St(i,j) der Führungsdrähtkettenpunkte stehen, und es fügt die Intensitäten der zeitlich gefilterten Abtastwerte Yt an den Stellen i,j der aktuellen Punkte ein, die nicht in der Liste St(i,j) der Führungsdrähtkettenpunkte stehen und damit Nicht-Kettenpunkte, d.h. Hintergrundpunk-

te sind. Auf allgemeine Weise fügt das INSERTION 1-Modul **30** das Intensitätsbild der Ketten in das zeitlich gefilterte Intensitätsbild des Hintergrunds ein.

[0025] Das binäre Steuersignal am Knotenpunkt **40L** wird von den binären Ausgangsdaten des Kettenbildungsmoduls **90** bereitgestellt, modifiziert durch ein zur Beseitigung von Phantomartefakten entwickeltes Modul **50**, bezeichnet als PHE. Das PHE-Modul empfängt die binären Kettensignale St-1, St am Knotenpunkt **56**. Das kausale binäre Signal St-1, das als erstes empfangen wird, wird in einem Speicher oder einer Verzögerung **51** des PHE-Moduls gespeichert, so dass der genannte kausale Abtastwert St-1 am Knotenpunkt **58** zum momentanen Zeitpunkt t zeitgleich mit dem am Knotenpunkt **55** verfügbaren momentanen binären Signal St verfügbar sein kann. Die Knotenpunkte **55** und **58** bilden dann die Eingänge einer ODER-Logik **52**, die am Ausgang **40L** jedes Mal ein binäres Signal gleich 1 liefert, wenn mindestens einer ihrer Eingänge gleich 1 ist, oder ein binäres Signal gleich 0, wenn ihre beiden Eingänge gleich 0 sind. Das bedeutet, dass der Ausgang **40L** des PHE-Moduls **50** entsprechend dem Vorhandensein eines Nicht-Kettenpunkts, als Hintergrundpunkt bezeichnet, nur dann ein Signal 0 liefert, wenn sowohl das kausale als auch das momentane binäre Signal St-1, St selbst gleich 0 sind, oder in allen anderen Fällen entsprechend dem Vorhandensein eines Führungsdrahtkettenpunkts an der Stelle i, j ein Signal 1, das heißt, wenn mindestens einer der beiden binären Abtastwerte St-1 und St gleich 1 ist, entsprechend dem tatsächlichen Vorhandensein eines Kettenpunkts an der Stelle i, j in mindestens einem der beiden Bilder, wobei das andere Bild tatsächlich einen Nicht-Kettenpunkt, bezeichnet als Hintergrundpunkt, zeigt.

[0026] Der Ausgang **40L** des PHL-Moduls **50** bildet das binäre Steuersignal des INSERTION 1-Moduls **40**, das den Gate-Abtastwert Gt für die weitere Bildverarbeitung auswählt, wenn das PHE-Modul entsprechend dem tatsächlichen Vorhandensein eines Kettenpunkts in beiden, dem kausalen und dem momentanen Bild, oder in nur einem der genannten Bilder 1 ausgibt, oder das den zeitlich gefilterten Abtastwert Yt(i,j) für die weitere Bildverarbeitung nur dann auswählt, wenn das PHE-Modul entsprechend dem tatsächlichen Vorhandensein eines Nicht-Kettenpunkts, bezeichnet als Hintergrundpunkt, in beiden genannten Bildern ein Signal 0 ausgibt. Daher darf der zeitliche Filter keinen gefilterten Abtastwert Yt(i,j) bereitstellen, der eine geglättete Kombination aus Intensitäten an einer Stelle i, j der Abtastwerte zu den Zeitpunkten t-1 und t ist, entsprechend jeweils einem Nicht-Kettenabtastwert, bezeichnet als Hintergrundabtastwert, und einem Kettenabtastwert. Daraus ergibt sich, dass ein Kettenpunkt, der an i, j zum kausalen Zeitpunkt t-1 vorhanden ist, und der zum Zeitpunkt t nicht mehr vorhanden ist, nicht in dem zum momentanen Zeitpunkt t rekonstruierten Bild erscheinen darf, weil der zeitliche Filter nur gefilterte Abtastwerte entsprechend den Nicht-Kettenpunkten, bezeichnet als Hintergrundpunkte, liefern darf. Die räumlich gefilterten Intensitäten Gt(i,j), die räumlich gefilterte Bilder von Kettenpunkten zum Zeitpunkt t sind, werden in die Phantompunkte eingefügt, die Kettenpunkte zum Zeitpunkt t-1 waren, während räumlich gefilterte Intensitäten Gt(i,j), die räumlich gefilterte Bilder der Kettenpunkte zum Zeitpunkt t sind, nur an den Stellen der entsprechenden Kettenpunkte eingefügt werden. Infolge der zeitlichen Filterung werden die Phantomartefakte beseitigt. Nur räumlich gefilterte Bilder von Führungsdrahtpunkten, die sich auf Ketten befinden, dürfen in die zeitlich gefilterten Bilder der Hintergrundpunkte eingefügt werden. Das INSERTION 1-Modul **40** liefert an seinem Ausgang **40C** den entsprechend gefilterten Abtastwert Gt(i,j) oder Yt(i,j) zur Bildung des Bildsignals Zt(i,j).

[0027] Der Einfügungsvorgang **40** bietet verschiedene Vorteile: Beim zeitlich rekursiven Vorgang werden die Punkte, die zum Zeitpunkt t zu dem sich bewegenden Führungsdraht gehören, und die teilweise beschädigt worden sein könnten, erfolgreich durch ihre räumlich gefilterten Gegenstücke ersetzt. Ebenfalls beim zeitlich rekursiven Vorgang werden die Punkte, die zu den Stellen gehören, die der sich bewegende Führungsdraht im vorhergehenden Bild zum Zeitpunkt t-1 belegt hat, und die durch Phantomartefakte dahingehend beschädigt worden sein könnten, dass die Führungsdrahtpunkte zum Zeitpunkt t-1 im Bild zum Zeitpunkt t zu sehen sind, durch ihre räumlich gefilterten Gegenstücke ersetzt. Das Quantenrauschen des Hintergrunds wird reduziert.

[0028] Das Verarbeitungsverfahren umfasst nun die Schritte der Rauschfilterung und Intensitätssteigerung der Führungsdrahtpunkte. Für die Ausführung dieser Schritte ist es wichtig zu beachten, dass die Liste St(i,j) als ein Steuerungssignal benutzt wird, um die Kettenpunkte in den verarbeiteten Bildern auszuwählen. Bezug nehmend auf [Fig. 1](#) sind diese weiteren Verarbeitungsschritte:

räumliche Filterung **60** des Bildsignals Zt(i,j) unter Verwendung eines räumlichen Filtermoduls SPF2, das an seinem Eingang **40C** den Bildabtastwert Zt(i,j) empfängt, das an seinem Steuereingang **75** das die Koordinaten i,j der Kettenpunkte gebende Kettensignal St(i,j) empfängt, und das Kette für Kette eine räumliche Filterung der Punkte vornimmt, die allein zu den Ketten gehören. Tatsächlich kann man die Intensitäten der Führungsdrahtkettenpunkte im Bild Zt(i,j) so betrachten, als bildeten sie ein zeitliches Intensitätssignal, bezeichnet mit Ht(i,j) und bestehend aus den Abtastwerten Gt(i,j) zwischen dem zum ersten Endpunkt 1 der Kette SWS gehörenden Startpunkt und dem zum zweiten Endpunkt n der genannten Kette gehörenden Abschlusspunkt. Das

genannte zeitliche Intensitätssignal $Ht(i,j)$ verläuft vom Startpunkt zum Endpunkt. Jeder Abtastwert $Gt(i,j)$ einer Führungsdrahtkette hat eine Nummer auf der genannten Kette, die vom Kettenignal $St(i,j)$ gegeben wird und einer Zeitkoordinate in einem standardmäßigen zeitlichen Intensitätssignal gleicht. So kann ein rekursives zeitliches Filterungsverfahren auf die Abtastwerte $Gt(i,j)$ der Ketten im Bild $Zt(i,j)$ in derselben Weise wie auf ein standardmäßiges zeitliches Intensitätssignal angewandt werden. Hierzu werden die Führungsdrahtpunkte entlang der Kette entsprechend ihrer Punktnummer auf der genannten Kette abgetastet, die vom Kettenignal $St(i,j)$ zusammen mit ihren Koordinaten im Bild bereitgestellt wird. Die Kettenpunktintensität wird Punkt für Punkt in einer kausalen Richtung, beispielsweise vom Startpunkt zum Abschlusspunkt, räumlich gefiltert. Anschließend kann die genannte Kettenpunktintensität weiter Punkt für Punkt in einer anti-kausalen Richtung, beispielsweise vom Abschlusspunkt zum Startpunkt, räumlich gefiltert werden, um wie bei einem zeitlichen Filterungsverfahren eine rekursive Filterung in zwei Durchläufen zu schaffen. Es hat sich herausgestellt, dass zwei derartige Durchläufe in einer kausalen und einer anti-kausalen Richtung eine gute Rauschfilterung der Kettenpunktintensitäten im Bildsignal $Zt(i,j)$ liefern. Das Modul SPF2 gibt an seinem Ausgang **61** ein rauschgefiltertes Bildsignal $Ut(i,j)$ aus, das die räumlich gefüterten Kettenpunktintensitäten $Ht(i,j)$ und die zeitliche gefilterten Hintergrundintensitäten $Yt(i,j)$ umfasst. Der von den genannten gefilterten Kettenpunktintensitäten dargestellte Führungsdrat weist keine Ränder mit unerwünschten Unschärifen mehr auf und ist zufriedenstellend rauschgefiltert, wobei Rauschspitzen beseitigt wurden. Um die Visualisierung des Führungsdrähts in den schwierigen Röntgendurchleuchtungsbildern zu verbessern, wird der Kontrast des Führungsdrähtkettenpunkts in Bezug auf den Hintergrund mit einem Verstärkungsmodul **70** weiter verstärkt, das an seinem Eingang **61** das Bildsignal $Ut(i,j)$ mit den rauschgefilterten Kettenpunktintensitäten $Ht(i,j)$ und an seinem Steuereingang **91** das Kettenignal $St(i,j)$ empfängt. Dieser Verstärkungsschritt **70** umfasst folgende Vorgänge:

Bestimmen **71** einer lokalen Nachbarschaft V für jeden Punkt einer Kette unter Verwendung eines Rechenmoduls LN , das an seinem Steuereingang **76** das Kettenignal $St(i,j)$ empfängt. Wie in [Fig. 3](#) veranschaulicht, wird ein Punkt $A(ik,jk)$ der Kette SWS durch seine vom Kettenignal $St(i,j)$ gegebenen Koordinaten ik, jk lokalisiert. Für den Kettenpunkt $A(ik,jk)$ wird eine Nachbarschaft Vk bestimmt; zu diesem Zweck wird zunächst über einen Durchschnittswert der Richtungen der genannten Kette SWS die Kettenrichtung berechnet. Anschließend wird anhand der Kettenrichtung die orthogonale Richtung SWO bewertet und werden die Koordinaten von etwa drei Punkten auf jeder Seite der Kette SWS in der genannten orthogonalen Richtung SWO bestimmt, die die genannte Nachbarschaft Vk bilden;

Schätzen **72** des lokalen Kontrasts am Punkt $A(ik,jk)$ mit Hilfe eines Rechenmoduls LC , das einen Eingang **79** für die Nachbarschaft Vk , einen Eingang **81** für das Bildsignal $Ut(i,j)$ und einen Steuereingang **77** für das Kettenignal $St(i,j)$ hat; wie in [Fig. 3](#) veranschaulicht, wird anhand des Signals $Ut(i,j)$ ein Durchschnittswert der Intensitäten $\bar{U}(Vk)$ der Nachbarschaftspunkte Vk , die Nicht-Kettenpunkte und damit Hintergrundpunkte sind, geschätzt; anhand von $Ut(i,j)$ wird die Intensität $U(ik,jk)$ des gegebenen Punkts $A(ik,jk)$, der ein Kettenpunkte sind, geschätzt; der lokale Kontrast $LC(ik,jk)$ wird aus der Differenz zwischen der Durchschnittsintensität in der Nachbarschaft Vk und der Intensität an dem Kettenpunkt $A(ik,jk)$ berechnet:

$$LC(ik,jk) = \bar{U}(Vk) - U(ik,jk) \quad (1)$$

[0029] Verstärken **73** des genannten lokalen Kontrasts $LC(ik,jk)$ durch einen vorgegebenen Faktor $C > 1$ mit Hilfe eines Multiplikatormoduls **73**, das den lokalen Kontrast $LC(ik,jk)$ empfängt und ein zum genannten Kettenpunkt $A(ik,jk)$ gehörendes Signal $Ft(ik,jk)$ ausgibt:

$$C \cdot LC(ik,jk) = C \times \bar{U}(Vk) - C \times U(ik,jk) \quad (2)$$

$$C \cdot LC(ik,jk) = \bar{U}(Vk) - Ft(ik,jk) \quad (3)$$

[0030] Das Signal $Ft(ik,jk)$ ist ein verstärktes Intensitätssignal, das auf den bereits räumlich gefilterten Kettenpunkt $A(ik,jk)$ angewandt wird, dessen Berechnung auf den Gleichungen (2) und (3) beruht:

$$Ft(ik,jk) = [C \times U(ik,jk)] - [(C - 1) \times \bar{U}(Vk)] \quad (4)$$

[0031] Mit Hilfe der Formel (4) wird nun das verstärkte Kettenpunktintensitätssignal $Ft(i,j)$ für alle Punkte der Kette SWS berechnet und an den vom Kettenignal $St(i,j)$ gegebenen Koordinaten in das Bildsignal $Ut(i,j)$ eingefügt. Dieser Vorgang wird vom IN-SERTION 2-Modul **80** durchgeführt, das an seinem Eingang **80A** das Bildsignal $Ut(i,j)$, an seinem Eingang **80B** das Kettenignal $Ft(i,j)$ und an seinem Steuereingang **80L** das Steuersignal $St(i,j)$, das das Kettenignal ist, empfängt. Das INSERTION 2-Modul **80** führt den genannten Einfügungsvorgang durch, um an seinem Ausgang **80C** ein Signal $OUFt(i,j)$ auszugeben, das von der Lage des aktuellen Punkts abhängt, das: entweder der verstärkte räumlich gefilterte Abtastwert $Ft(i,j)$ ist, der allein zu Kettenpunktintensitäten gehört und vom Verstärkungsmodul **70** dem INSERTION 2-Modul **80** an dessen Eingang **80B** zu-

geführt wird, wenn der aktuelle Punkt an der genannten Stelle i, j zum momentanen Zeitpunkt t vom genannten Steuersignal, das seinem Eingang **80L** zugeführt wird, als Kettenpunkt der Liste St(i,j) ermittelt wurde:

$$OUFt(i,j) = Ft(i,j) = [C \times U(i,j)] - [(C - 1) \times \bar{U}(V)] \quad (5a)$$

oder

$$OUFt(i,j) = Ft(i,j) = C \cdot LC(i,j) - \bar{U}(V) \quad (5b)$$

oder der zeitliche gefilterte Abtastwert $Yt(i,j)$ ist, der vom INSERTION 1-Modul **40** dem INSERTION 2-Modul **80** an dessen Eingang **80B** zugeführt wird, wenn der aktuelle Punkt vom Steuersignal am Eingang **80L** als Nicht-Kettenpunkt ermittelt wurde; der aktuelle Punkt steht nicht in der Liste St(i,j) und wird als Hintergrundpunkt an der genannten Stelle i, j zum momentanen Zeitpunkt t betrachtet.

$$OUFt(i,j) = Yt(i,j) \quad (6)$$

[0032] Auf diese Weise fügt das INSERTION 2-Modul die verstärkten räumlich gefilterten Intensitäten der Kettenpunkte in die zeitlich gefilterten Intensitäten des Hintergrunds ein, was bedeutet, dass das Einfügemodul die räumlich gefilterten Bilder der Ketten in das zeitlich gefilterte Bild des Hintergrunds einfügt. Dieses INSERTION 2-Modul gibt an seinem Ausgang **80C** ein Bildsignal $OUFt(i,j)$ aus, das zum Zeitpunkt t das endgültig gefilterte Bild konstruiert.

[0033] In einer Variante dieses Verfahrens können die Ketten zwei oder drei Punkte breit sein, anstatt nur einen Punkt breit wie oben beschrieben. In diesem Fall werden die oben beschriebenen Verfahren für einen Punkt breite Ketten auf alle Punkte angewandt, die die mehrere Punkte breite Kette bilden. In jedem Fall sieht die Kettenstruktur wie ein regelmäßiges Band aus, anstatt der ursprünglichen fadenförmigen Struktur, die beispielsweise das Originalbild des oben beschriebenen Führungsdrähts ist.

[0034] Bezug nehmend auf [Fig. 4A](#) werden die Bilddaten einer Bildsequenz, beispielsweise bereitgestellt durch ein medizinisches Untersuchungsgerät **150**, an ein Bildverarbeitungssystem **120** weitergeleitet, um die Daten gemäß des oben zitierten Verfahrens zu verarbeiten. Dieses Bildverarbeitungssystem **120** kann ein entsprechend programmierter Computer, ein Prozessor in einer Workstation **130** oder ein spezieller Prozessor mit Schaltungsmitteln wie LUTs, Speichern, Filtern, logischen Operanden sein, die dafür eingerichtet sind, die Funktionen der Verfahrensschritte gemäß der Erfindung auszuführen. Die Workstation **130** kann weiterhin eine Tastatur **131**, einen Bildschirm **140** und eine Maus **132** haben. Das Verarbeitungssystem kann an Speichermittel angeschlossen sein, um die medizinischen Bilder zu speichern.

[0035] Bezug nehmend auf [Fig. 4B](#) umfasst ein medizinisches Röntgengerät **150** Mittel zum Erfassen digitaler medizinischer Bilddaten einer Sequenz von Bildern, die mindestens ein kausales und ein momentanes Bild umfasst, sowie ein digitales Verarbeitungssystem **120** zur Verarbeitung dieser Daten gemäß des oben beschriebenen Verarbeitungsverfahrens. Das Röntgengerät hat eine Röntgenquelle **101**, einen Tisch **102** für die Aufnahme des zu untersuchenden Patienten, ein optisches System **103, 104**, um Bilddaten an das Verarbeitungssystem **120** zu liefern, das mindestens einen Ausgang **106** hat, um Bilddaten an Anzeige- und/oder Speichermittel zu liefern. Die Anzeige- und Speichermittel können der Bildschirm **140** bzw. der Speicher einer Workstation **130** sein, wie in [Fig. 4A](#) beschrieben. Alternativ können die genannten Speichermittel externe Speichermittel sein.

Text in den Figuren

Fig. 1

STRINGS	KETTEN
MEM	SPEICHER
OR	ODER-LOGIK
INSERTION	EINFÜGUNG

Patentansprüche

1. Bildverarbeitungsverfahren zur Rauschfilterung in einer Bildsequenz, die eine fadenförmige Struktur vor einem Hintergrund darstellt, einschließlich einer Erfassung von Punktdaten in ersten und zweiten Sequenzbil-

dern und einer Schätzung der entsprechenden gefilterten Punktdaten, um ein gefiltertes zweites Bild zu konstruieren, wobei die Punktdaten die zu Koordinaten der Bildpunkte gehörenden Intensitäten sind und das genannte Verfahren folgende in jedem Sequenzbild durchgeführten Schritte umfasst:

Extrahieren der fadenförmigen Strukturpunkte, Bilden von Ketten aus den genannten extrahierten Punkten, zeitliches Filtern der außerhalb der Ketten befindlichen, als Hintergrundpunkte bezeichneten Punkte, räumliches Filtern der Daten der Kettenpunkte, und Konstruieren der gefilterten zweiten Bilddaten durch Einfügen der räumlich gefilterten Daten der Kettenpunkte in die zeitlich gefilterten Daten der Hintergrundpunkte.

2. Verfahren nach Anspruch 1, das die folgenden Schritte umfasst:

basierend auf der in den genannten Sequenzbildern durchgeführten Kettenbildung, Lieferung eines binären Steuersignals $[St(i,j)]$, gebildet anhand einer Liste von Kettenpunkten mit ihren laufenden Nummern auf den Ketten und ihren Koordinaten im verarbeiteten Bild, das festlegt, ob der aktuelle Punkt ein Kettenpunkt oder ein Nicht-Kettenpunkt ist und damit als Hintergrundpunkt betrachtet wird.

3. Verfahren nach Anspruch 2, das zur Konstruierung des gefilterten zweiten Bildes die folgenden Schritte umfasst:

Liefern des genannten binären Steuersignals $(St(i,j))$, um das Einfügen der räumlich gefilterten Daten der Kettenpunkte in die zeitliche gefilterten Daten der Hintergrundpunkte zu steuern.

4. Verfahren nach Anspruch 3, das zur Beseitigung von Phantomartefakten aufgrund der zeitlichen Filterung der Hintergrunddaten die folgenden Schritte umfasst:

Liefern des binären Steuersignals $[St(i,j)]$ zur Steuerung des Einfügevorgangs durch eine logische ODER-Operation, deren Eingänge die zu dem ersten und dem zweiten Sequenzbild gehörenden ersten und zweiten binären Signale sind, wobei die genannte ODER-Operation die räumlich gefilterten Daten triggert, wenn mindestens eines der beiden binären Steuersignale einem Kettenpunkt entspricht.

5. Verfahren nach Anspruch 4, einschließlich eines für Kettenpunktdaten durchgeführten räumlichen Filtervorgangs, das die folgenden Schritte umfasst:

Auswählen von Kettenpunkten $[A(i,j)]$ unter Verwendung der Liste der Steuersignale $[St(i,j)]$, Durchlaufen einer Kette von ihrem Anfangspunkt bis zu ihrem Endpunkt entsprechend der laufenden Nummer auf der Kette, während des Durchlaufens Durchführen einer räumlichen Filterung bei jedem Punkt der Kette in einer kausalen und dann in einer anti-kausalen Richtung wie bei der Anwendung eines zeitlichen Filterverfahrens, und Konstruieren eines gefilterten zweiten Bildes durch Einfügen der räumlich gefilterten Daten der Kettenpunkte in die zeitlich gefilterten Daten der Hintergrundpunkte, gesteuert durch das binäre Steuersignal.

6. Verfahren nach Anspruch 5, das zur Verstärkung der Kettenpunktdaten die folgenden Schritte umfasst:

Auswählen eines Kettenpunkts $[A(i,j)]$ unter Verwendung der Liste der Steuersignale $[St(i,j)]$, wobei der genannte Kettenpunkt eine räumlich gefilterte Intensität $[Ut(i,j)]$ hat, Bilden einer Nachbarschaft (V) für den genannten Kettenpunkt unter Verwendung der Hintergrundpunkte mit zeitlich gefilterten Intensitäten, und Schätzen einer durchschnittlichen zeitlich gefilterten Intensität in der genannten Nachbarschaft $[\bar{U}(V)]$; Schätzen des lokalen Kontrasts $[LC(i,j)]$ in Bezug auf den genannten Kettenpunkt als eine Differenz zwischen der genannten durchschnittlichen Intensität in der genannten Nachbarschaft und der Intensität des genannten Kettenpunkts und Multiplizieren des genannten Kontrasts mit einem Faktor (C), um einen verstärkten Kontrast $[C \cdot LC(i,j)]$ zu schaffen; und Berechnen der verstärkten Kettenpunktintensitäten $[Ft(i,j)]$ als die Differenz zwischen dem verstärkten Kontrast und der durchschnittlichen Intensität $[\bar{U}(V)]$ in der Nachbarschaft (V) des genannten Punkts.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 5 oder 6, einschließlich eines für räumlich gefilterte Kettenpunktdata durchgeführten Verstärkungsvorgangs, das die folgenden Schritte umfasst:

Auswählen von Kettenpunkten $[A(i,j)]$ unter Verwendung der Liste der Steuersignale $[St(i,j)]$, Verstärken der Kettenpunktdata in Bezug auf ihre lokale Umgebung, und Konstruieren eines gefilterten zweiten Bildes durch Einfügen der verstärkten räumlich gefilterten Daten der Kettenpunkte in die zeitlich gefilterten Daten der Hintergrundpunkte, gesteuert durch das binäre Steuersignal.

8. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, wobei es sich bei den Bildern um digitale medizinische Untersuchungsbilder und bei der fadenförmigen Struktur um einen Katheterführungsdraht handelt.

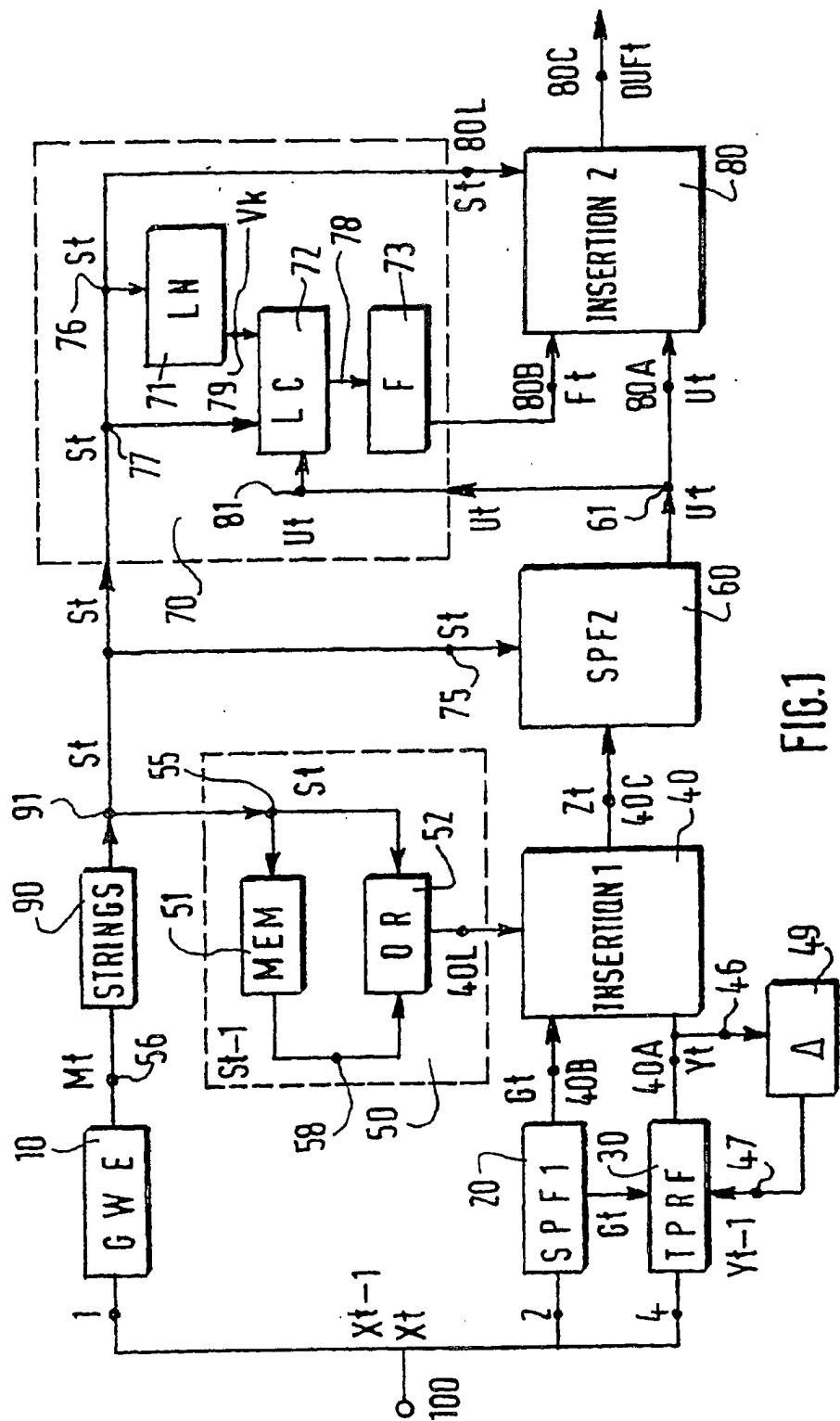
9. System umfassend einen entsprechend programmierten Computer einer Workstation oder einen spezi-

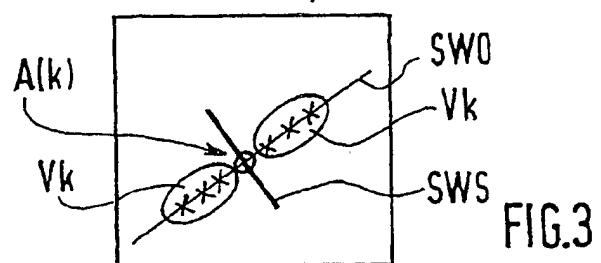
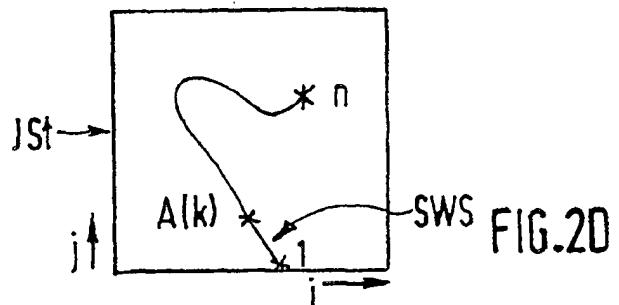
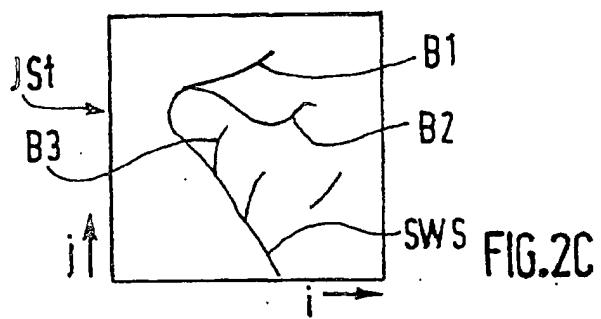
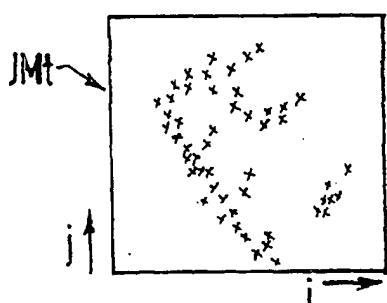
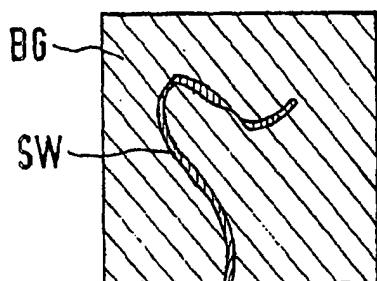
ellen Prozessor mit Schaltungsmitteln, die dafür eingerichtet sind, Bilddaten gemäß dem Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8 zu verarbeiten, und mit Mitteln, um die gemäß dem genannten Verfahren verarbeiteten Bilder anzuzeigen, sowie mit möglichen Mitteln, um die Bilddaten zu speichern.

10. Röntgengerät mit Mitteln zum Erfassen digitaler medizinischer Bilddaten und mit einem System nach Anspruch 9, das Zugriff auf die genannten digitalen medizinischen Bilddaten hat, um die genannten Bilddaten zu verarbeiten.

11. Computerprogrammprodukt mit einer Reihe von Anweisungen, um jeden Schritt des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 8 auszuführen.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen





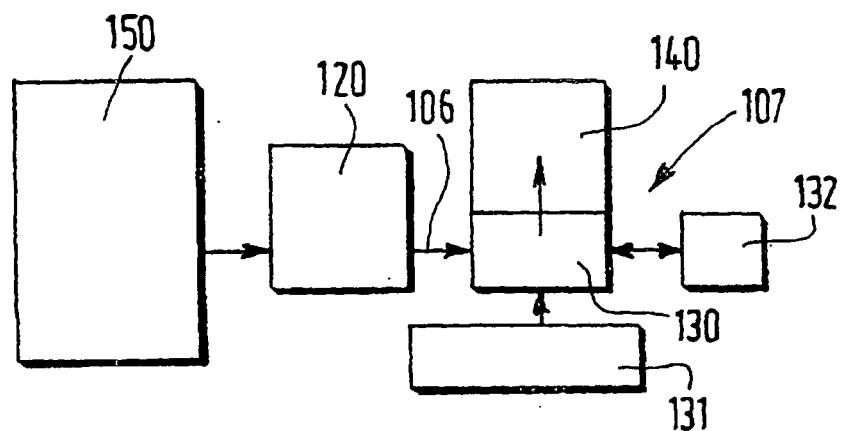


FIG. 4A

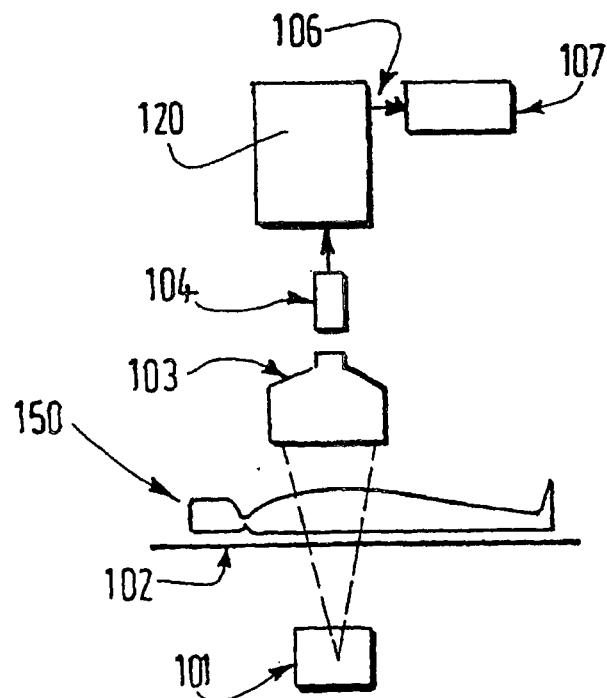


FIG. 4B