



(10) **DE 10 2005 031 124 B4** 2012.03.29

(12)

## Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2005 031 124.5**  
(22) Anmeldetag: **04.07.2005**  
(43) Offenlegungstag: **11.01.2007**  
(45) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: **29.03.2012**

(51) Int Cl.: **A61B 17/225** (2006.01)  
**A61B 5/00** (2006.01)  
**A61B 19/00** (2006.01)  
**A61B 6/02** (2006.01)  
**A61B 6/12** (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**

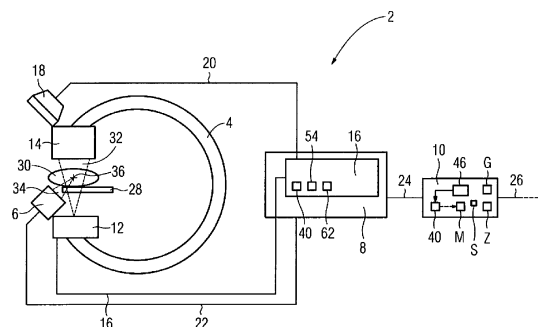
(72) Erfinder:  
**Buchholtz, Gerhard, 91054, Erlangen, DE; Fehre, Jens, 91353, Hausen, DE; Granz, Bernd, Dr., 90522, Oberasbach, DE; Hoheisel, Martin, Dr., 91056, Erlangen, DE; Kruft, Werner, 91056, Erlangen, DE; Lanski, Markus, 90408, Nürnberg,**

**DE; Mahler, Matthias, 91058, Erlangen, DE; Meinert, Christian, 91080, Marloffstein, DE; Mertelmeier, Thomas, Dr., 91058, Erlangen, DE; Nanke, Ralf, Dr., 91058, Erlangen, DE; Rattner, Manfred, 91091, Großenseebach, DE**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:  
**DE 39 13 023 A1**

(54) Bezeichnung: **Stoßwellensystem und Verfahren zur Bestimmung des Zerstörungsgrades eines Konkrements**

(57) Hauptanspruch: Verfahren zur Bestimmung des Zerstörungsgrades (Z) eines Konkrements (44) in einem Patienten (30) während einer Stoßwellenbehandlung, wobei zu verschiedenen Behandlungszeitpunkten der Stoßwellenbehandlung Bildpixel (52a-p) aufweisende Digitalbilder als Durchleuchtungsbilder (40, 54, 62) des Konkrements (44) aufgenommen werden, bei dem aus mindestens zwei zu verschiedenen Behandlungszeitpunkten aufgenommenen Durchleuchtungsbildern (40, 54, 62) jeweils genau ein Wert einer mit dem Konkrement korrelierten Kenngröße (M, S) aus Pixelwerten der Bildpixel (52a-p) mit statistisch-mathematischen Methoden ermittelt wird, und aus den Werten der Kenngröße (M, S) der Zerstörungsgrad (Z) des Konkrements (44) ermittelt wird.



### Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein Stoßwellensystem zur Zerstörung eines Konkrementes in einem Patienten während einer Stoßwellenbehandlung und ein Verfahren zur Bestimmung des Zerstörungsgrades des Konkrementes im Patienten während der Stoßwellenbehandlung.

**[0002]** Stoßwellensysteme werden in der Medizin häufig benutzt, um Konkremente in einem Patienten nicht-invasiv zu zerstören. Patienten sind hierbei lebende Menschen oder Tiere, Konkremente zum Beispiel Nieren-, Blasen- oder Gallensteine. Das Stoßwellensystem sendet bei einer derartigen Stoßwellenbehandlung Pulse bzw. Einzelschüsse einer Ultraschallstoßwelle aus, deren Fokuspunkt im Konkrement liegt. Zur Zerstörung eines Konkrementes ist hierbei eine Vielzahl von Einzelschüssen mit dem Stoßwellensystem notwendig. Im Folgenden soll für jedwede eine Stoßwellenbehandlung durchführende Person stets von einem Arzt die Rede sein. Verschiedene Parameter der Ultraschallstoßwelle sind vom Arzt in gewissen Grenzen wählbar, so z. B. die Energiestufe der Stoßwelle, die Schusszahl, also Anzahl der Einzelschüsse und die Schussfrequenz, etwa im Bereich 1–2 Hz. Die Schusszahl, also die Anzahl der Stoßwellen liegt dabei im Bereich 2000–4000.

**[0003]** Ziel ist es, das Konkrement so lang bzw. so oft wie nötig zu beschießen, um einen gewünschten Zerstörungsgrad des Konkrementes zu erreichen. Der gewünschte Zerstörungsgrad zeichnet sich z. B. dadurch aus, dass das Konkrement in Teilstücke einer maximalen Stückgröße zerteilt ist, so dass es vom Patienten nach der Stoßwellenbehandlung auf natürlichem Wege abgebaut oder ausgeschieden werden kann.

**[0004]** Der Zerstörungsgrad des Konkrementes wird heute während der Stoßwellenbehandlung nur vom Arzt subjektiv kontrolliert. Dies geschieht durch die Aufnahme meist mehrerer Röntgen- oder Ultraschallbilder des Patienten bzw. des Konkrements im Verlauf der Stoßwellenbehandlung. Diese so genannten intrainterventionellen Aufnahmen werden dann mit präinterventionellen Aufnahmen, die also vor bzw. zu Beginn der Stoßwellenbehandlung aufgenommen wurden, subjektiv optisch verglichen.

**[0005]** Hierbei obliegt es dem Arzt, die Aufnahme von Bildern anzuordnen bzw. durchzuführen und die gewonnenen Bilder zu bewerten, um daraus den Zerstörungsgrad des Konkrements zu ermitteln. Sodann entscheidet er nach subjektiven Kriterien, ob die Stoßwellenbehandlung abgebrochen oder fortgesetzt wird.

**[0006]** Der Arzt ist durch die ständige subjektive Bewertung bzw. Betrachtung der aufgenommenen Bilder stark gefordert. Die Einschätzung des Zerstörungsgrades und die Entscheidung über Abbruch oder Fortführung der Stoßwellenbehandlung ist von vielen subjektiven Parametern abhängig, z. B. von der Erfahrung des Arztes mit Stoßwellenbehandlungen, seiner Tagesverfassung, seinem Konzentrationsvermögen usw. Verschiedene Ärzte führen Stoßwellenbehandlungen verschieden durch. Auch kann das Umgebungslicht unterschiedlich oder zu hell sein, so dass der Arzt gleiche Bilder zu verschiedenen Zeitpunkten anders bewertet.

**[0007]** Es existiert kein objektives Maß für den Zerstörungsgrad. Stoßwellenbehandlungen verschiedener Patienten oder Ärzte sind nicht vergleichbar. Für den Patienten besteht das Risiko der Falscheinschätzung durch den Behandler und damit das Risiko, zu lange, mit zu starken Stoßwellen behandelt zu werden und somit Komplikationen ausgesetzt zu sein, oder zu kurz behandelt zu sein, so dass eine Nachbehandlung zu einem späteren Zeitpunkt nötig ist. Die subjektive Ermittlung des Zerstörungsgrades ist nicht automatisierbar.

**[0008]** Ein automatisches Beenden der Stoßwellenapplikation auf Basis gespeicherter Werte ist aus der DE 39 13 023 A1 bekannt.

**[0009]** Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es deshalb, ein verbessertes Verfahren zur Bestimmung des Zerstörungsgrades eines Konkrementes in einem Patienten während einer Stoßwellenbehandlung und ein entsprechendes Stoßwellensystem anzugeben.

**[0010]** Hinsichtlich des Verfahrens wird die Aufgabe gelöst durch ein Verfahren zur Bestimmung des Zerstörungsgrades eines Konkrements in einem Patienten während einer Stoßwellenbehandlung, wobei zu verschiedenen Behandlungszeitpunkten der Stoßwellenbehandlung Bildpixel aufweisende Digitalbilder als Durchleuchtungsbilder des Konkrements aufgenommen werden, bei dem aus mindestens zwei zu verschiedenen Behandlungszeitpunkten aufgenommenen Durchleuchtungsbildern jeweils genau ein Wert einer mit dem Konkrement korrelierten Kenngröße aus Pixelwerten der Bildpixel mit statistisch-mathematischen Methoden ermittelt wird und aus den Werten der Kenngröße der Zerstörungsgrad des Konkrements ermittelt wird.

**[0011]** Zwei zu verschiedenen Behandlungszeitpunkten aufgenommene Durchleuchtungsbilder des Patienten bzw. des Konkrements lassen wegen der Zeitdifferenz bzw. der zwischenzeitlich erfolgten Behandlung Aussagen über den Fortschritt der Stoßwellenbehandlung zu. Die Aufnahme zweier Durchleuchtungsbilder alleine zu verschiedenen Zeitpunkten ist nicht sinnvoll, da bei nicht erfolgter Behandlung auch kein Behandlungsfortschritt zu erwarten ist. Deshalb wird ein weiteres Durchleuchtungsbild erst zu einem späteren Behandlungszeitpunkt aufgenommen.

**[0012]** Da in beiden Durchleuchtungsbildern für die selbe Kenngröße jeweils ein Wert ermittelt wird, wobei die Kenngröße wiederum mit dem Konkrement korreliert ist, werden so zwei zeitlich versetzte, mit dem Konkrement korrelierte Werte, z. B. in Zahlenform bestimmt. Diese beiden Werte liefern somit eine Aussage über die zeitliche Entwicklung bzw. den Fortschritt einer bestimmten, durch die Kenngröße repräsentierten Eigenschaft des Konkrements. Der Vergleich bzw. die Auswertung dieser zeitlich versetzten Werte lassen somit Aussagen über den Zerstörungsgrad des Konkrements zu, welcher eben auf diese Weise ermittelt wird.

**[0013]** Durch die Ermittlung des Wertes der Kenngröße als objektiven Wert bzw. Zahlenwert stehen objektiv bzw. reproduzierbar ermittelbare Bewertungsgrundlagen für den Zerstörungsgrad zur Verfügung. Der Arzt ist von seiner subjektiven Bewertung enthoben. Durch das erfindungsgemäße Verfahren wird ihm ein objektives Maß für den Zerstörungsgrad, z. B. in Form eines Zahlenwertes zur Verfügung gestellt und kann ihn somit bei der Bewertung bzw. Entscheidung über den Fortgang der Stoßwellenbehandlung unterstützen oder diese für ihn übernehmen.

**[0014]** Der Patient ist nicht weiter auf die rein subjektiven Bewertungen des Arztes angewiesen, der Behandlungsfortschritt bzw. Ergebnisse von Stoßwellenbehandlungen an verschiedenen Patienten oder verschiedener Ärzte werden vergleichbar bzw. in Zahlenwerten messbar. Der im erfindungsgemäßen Verfahren ermittelte Zerstörungsgrad kann weiterverarbeitet werden. Z. B. kann das Erreichen eines vorher bestimmten Zerstörungsgrades zu einer automatischen Abschaltung bzw. Blockierung der Stoßwelle im Stoßwellensystem führen, so dass der Patient nach gewünschter Zerstörung des Konkrements vor weiterer und unbeabsichtigter Stoßwellenbestrahlung geschützt ist. Mit dem Zerstörungsgrad des Konkrements korrelierte Fehlentscheidungen des Arztes o. ä. werden so vermieden.

**[0015]** Beispiele für mit dem Konkrement korrelierte Kenngrößen sind z. B. dessen Umrissform oder Größe oder ein Kontrast- bzw. Helligkeitsunterschied des Konkrements zu umliegendem Gewebe im Durchleuchtungsbild.

**[0016]** Als Durchleuchtungsbilder werden Bildpixel aufweisende Digitalbilder aufgenommen. Die Kenngrößen werden dann aus den Bildpixeln bzw. deren Pixelwerten ermittelt. Prinzipiell ist das Verfahren zwar auch an analogen Durchleuchtungsbildern anwendbar, jedoch ist es heute vor allem bei der Stoßwellenbehandlung bereits üblich, mit digitalisiertem Bildmaterial zu arbeiten. Vor allem im Hinblick auf die weitere elektronische Bildverarbeitung bieten digitale Durchleuchtungsbilder die hinreichend bekannten Vorteile der digitalen Signalverarbeitung, wie z. B. unbegrenzte Speicherung, Vervielfältigung und Bearbeitung ohne Zunahme des Bildrauschens.

**[0017]** Die Kenngröße wird mit statistisch-mathematischen Methoden ermittelt. Als Kenngrößen kommen dann z. B. Mittelwerte, Varianzen, Streuungen oder Histogramme in Frage, welche mit dem Konkrement korreliert sind. Als Eingangsgröße bzw. Datenmaterial für die statistisch-mathematischen Methoden bieten sich hier vor allem die Grau- oder Farbwerte der Pixelwerte der Bildpixel des digitalen Durchleuchtungsbildes an. Mit dem Mittelwert der Pixelwerte, also Graustufen, eines Konkrements, welches im Röntgenbild hell gegenüber der Umgebung erscheint, als Kenngröße sinkt diese ab, wenn das Konkrement kleiner wird und somit weniger Pixel hell erscheinen, also große Beiträge zum Mittelwert liefern. Bei der Fragmentierung eines Steines erscheinen im Bild zunehmend dunkle Flecken als Zwischenräume zwischen den Fragmenten des Konkrements. Die über die Konkrementfläche ermittelte Standardabweichung als Kenngröße steigt damit an.

**[0018]** Als Durchleuchtungsbilder können Röntgenbilder aufgenommen werden. Röntgenbildgebung ist die derzeit übliche Bildgebung bei der Zerstörung von Konkrementen. Es ist jedoch auch andere Bildgebung denkbar, wie z. B. Ultraschall.

**[0019]** Die Kenngröße kann aus einem Teilbereich des Röntgenbildes ermittelt werden. Da die Kenngröße mit dem Konkrement korreliert ist, macht es in der Regel nur Sinn, die Abbildung des Konkrements bzw. dessen unmittelbare Umgebung im Durchleuchtungsbild auszuwerten. Der restliche Bildbereich ist für die Ermittlung

der Kenngröße uninteressant. Die Einschränkung auf einen Teilbereich erlaubt somit schnellere Durchführung des Verfahrens.

**[0020]** Natürlich kann der Arzt den Teilbereich manuell festlegen. Der Teilbereich im Röntgenbild kann aber auch insbesondere automatisch bestimmt werden. Somit ist der Arzt davon enthoben bzw. entlastet, den interessierenden Teilbereich, auch ROI (Region of Interest) genannt, subjektiv im Bild festlegen zu müssen. Als Teilbereich kommt hierbei also z. B. die vom Konkrement bzw. dessen Fragmenten umrissene einstückige Bildfläche in Frage. Die Erkennung des Konkrements im Bild ist durch gängige Methoden der Mustererkennung zu bewerkstelligen. Das gesamte erfindungsgemäße Verfahren ist somit vollständig automatisierbar.

**[0021]** Der Teilbereich kann anhand eines Ortsmarkers am Patienten registriert werden. Die Position des einmal ermittelten Teilbereichs wird somit relativ zum Patienten festgelegt, weshalb der Teilbereich auch bei Bewegung des Patienten, z. B. wegen Umlagerung, leicht wieder zu finden ist. Auch kann somit der Teilbereich bereits lange vor Beginn der Stoßwellenbehandlung, z. B. bei dem das Konkrement diagnostizierenden Arzt bereits festgelegt werden. Bedingung ist hierbei eventuell lediglich, dass der Patient sich in einer ähnlichen Lagerung wie bei der späteren Stoßwellenbehandlung befindet. Der Ortsmarker kann sowohl ein Körpermerkmal des Patienten, z. B. eine Knochenstruktur wie die Rippen, als auch ein künstlich angebrachter, z. B. aufgeklebter oder implantierter Marker am Patienten sein. Die Registrierung bzw. der Teilbereich kann dann z. B. auch mögliche Ausweichbewegungen des Konkrements, z. B. durch Verrutschen vor oder während der Stoßwellenbehandlung berücksichtigen.

**[0022]** Die Stoßwellenbehandlung kann beendet werden, wenn der Zerstörungsgrad ein Abbruchkriterium erfüllt. Im oben erwähnten Beispiel erscheint z. B. das Konkrement im Röntgenbild zunächst hell, also mit hohen Grauwerten der entsprechenden Bildpixel. Der Mittelwert der Helligkeitswerte über dem gesamten Konkrement sinkt im Verlauf dessen Zerstörung. Als Abbruchkriterium für die Stoßwellenbehandlung ist dann ein Schwellwert für den Mittelwert vorgegeben, bei dessen Unterschreitung die Stoßwellenbehandlung beendet wird. Auch wäre denkbar, wie oben erwähnt, dass die Standardabweichung der Helligkeitswerte der Bildpixel des Konkrements zunimmt, wenn das Konkrement zerspringt und im Röntgenbild stärker fragmentiert dargestellt ist. Die Stoßwellenbehandlung wird dann beendet, wenn die Standardabweichung einen vorgegebenen Grenzwert als Abbruchkriterium übersteigt.

**[0023]** Die Werte der Kenngröße und/oder der Zerstörungsgrad kann durch ein neuronales Netz ermittelt werden. Somit müssen bei der Umsetzung des Verfahrens bzw. dessen Implementierung in einem Stoßwellensystem z. B. durch ein Computerprogramm, keine konkreten Algorithmen bzw. Bedingungen für die Kenngröße, den Zerstörungsgrad oder Abbruchkriterien entwickelt werden, sondern das neuronale Netz lernt selbstständig Werte der Kenngrößen oder des Zerstörungsgrades anhand von Fallbeispielen. Anstelle oder ergänzend zu einem neuronalen Netz können auch andere selbstlernende Strukturen oder z. B. Fuzzy-Logik Verwendung finden.

**[0024]** Hinsichtlich des Stoßwellensystems wird die Aufgabe gelöst durch ein Stoßwellensystem zur Zerstörung eines Konkrements in einem Patienten während einer Stoßwellenbehandlung mit einem Bildpixel aufweisende digitale Durchleuchtungsbilder erzeugenden Bildgebungssystem zur Aufnahme von Durchleuchtungsbildern zu verschiedenen Behandlungszeitpunkten der Stoßwellenbehandlung und einer Steuer- und Auswerteeinheit zur Ermittlung jeweils genau eines Wertes einer mit dem Konkrement korrelierten Kenngröße aus Pixelwerten der Bildpixel mindestens zweier zu verschiedenen Behandlungszeitpunkten aufgenommener Durchleuchtungsbilder mit statistisch-mathematischen Methoden und zur Ermittlung eines Zerstörungsgrades des Konkrements aus den Werten der Kenngröße.

**[0025]** Durch die Integration einer erfindungsgemäßen Steuer- und Auswerteeinheit im Stoßwellensystem ist dieses ertüchtigt, das erfindungsgemäße Verfahren durchzuführen und somit den Zerstörungsgrad des Konkrements während der Stoßwellenbehandlung zu ermitteln und z. B. dem Arzt anzuzeigen oder intern weiterzuverarbeiten, um z. B. wie erwähnt, die Stoßwellenbehandlung bei Erreichen eines Abbruchkriteriums zu unterbinden. Das erfindungsgemäße Stoßwellensystem weist somit den Vorteil einer Rückkopplung zum zu zerstörenden Konkrement bzw. dessen Zerstörungsgrad auf. Weitere Vorteile wurden bereits im Zusammenhang mit dem erfindungsgemäßen Verfahren erläutert.

**[0026]** Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren bzw. Stoßwellensystem werden somit die Röntgenaufnahmen, welche gemäß dem Stand der Technik während der Therapiesitzung aufgenommen werden oder vorher aufgenommen wurden, quantitativ ausgewertet und somit dem Arzt Entscheidungshilfe, z. B. per Computerunterstützung, angeboten.

**[0027]** Das Bildgebungssystem ist ein Bildpixel aufweisende digitale Durchleuchtungsbilder erzeugendes Bildgebungssystem. Somit stehen zur Ausführung des Verfahrens bereits digitale Durchleuchtungsbilder mit den oben erwähnten Vorteilen zur Verfügung, ohne dass im Stoßwellensystem zusätzliche Maßnahmen, z. B. zur Analog-Digital-Umsetzung analoger Röntgenbilder notwendig wären. Das Stoßwellensystem wird dadurch einfacher und kostengünstiger.

**[0028]** Das Bildgebungssystem kann ein Röntgenbildsystem sein. Vor allem im Bereich der Lithotripsie existieren bereits Anlagen, die über ein integriertes oder zumindest ankoppelbares Röntgenbildsystem verfügen. Diese Anlagen können somit durch die Ertüchtigung der Steuer- und Auswerteeinheit für das erfindungsgemäße Verfahren umgerüstet werden.

**[0029]** Das Stoßwellensystem kann ein künstliches neuronales Netz zur Ermittlung der Kenngröße und/oder des Zerstörungsgrades aufweisen. Das Stoßwellensystem ist somit lernfähig und kann seine Fähigkeiten zum Ermitteln des Wertes der Kenngröße und/oder des Zerstörungsgrades auch während des regulären Betriebs verbessern.

**[0030]** Für eine weitere Beschreibung der Erfindung wird auf die Ausführungsbeispiele der Zeichnungen verwiesen. Es zeigen, jeweils in einer schematischen Prinzipskizze:

**[0031]** [Fig. 1](#) ein Stoßwellensystem mit einer Workstation zur Ermittlung des Zerstörungsgrades eines Konkrements in einem Patienten,

**[0032]** [Fig. 2](#) ein Röntgenbild des Patienten aus [Fig. 1](#) vor Beginn der Stoßwellenbehandlung,

**[0033]** [Fig. 3](#) den Ausschnitt III des Röntgenbildes aus [Fig. 2](#) im Detail mit unzerstörtem Konkrement,

**[0034]** [Fig. 4](#) ein Röntgenbild gemäß [Fig. 3](#) während der Stoßwellenbehandlung mit dem durch Teilzerstörung verkleinerten Konkrement,

**[0035]** [Fig. 5](#) ein Röntgenbild gemäß [Fig. 4](#) eines fragmentierten Konkrements bei einem alternativen Behandlungsverlauf.

**[0036]** [Fig. 1](#) zeigt ein Stoßwellensystem **2**, welches einen Röntgen-C-Bogen **4**, einen Stoßwellenkopf **6**, eine Anlagensteuerung **8** und eine Workstation **10** umfasst. Der Röntgen-C-Bogen **4** trägt an seinen beiden Enden eine Röntgenquelle **12** und einen Röntgenbildverstärker **14**, welche über eine Anschlussleitung **16** mit einem in der Anlagensteuerung **8** enthaltenen Röntgenbildgebungssystem **16** verbunden sind. Am Röntgenbildgebungssystem **16** ist außerdem über eine Verbindungsleitung **20** ein, von einem nicht dargestellten Arzt einsehbarer Monitor **18** angeschlossen. Über eine Verbindungsleitung **22** ist an der Anlagensteuerung **8** außerdem der Stoßwellenkopf **6** und über eine Netzwerkverbindung **24** die Workstation **10** angeschlossen. Über eine weitere Netzwerkverbindung **26** ist die Workstation **10** mit einem nicht dargestellten Krankenhausinformationssystem verbunden.

**[0037]** Auf einem Patientenlagerungstisch **28** ist ein Patient **30** zwischen Röntgenquelle **12** und Röntgenbildverstärker **14** derart gelagert, dass ihn ein von der Röntgenquelle **12** zum Röntgenbildverstärker **14** hin ausgesandter Röntgenstrahlkegel **32** durchdringt. Der Stoßwellenkopf **6** ist so ausgerichtet, dass ein von ihm erzeugter Stoßwellenkegel **34** mit seinem Fokuspunkt **36** im Patienten **30** und ebenfalls im Bereich des Röntgenstrahlkegels **32** liegt.

**[0038]** Am Patienten **30** wird eine Nierensteinlithotripsie durchgeführt. Vor Beginn der Behandlung wird vom Patienten **30** ein in [Fig. 2](#) sehr vereinfacht dargestelltes Röntgenbild **40** aufgenommen. Da in tatsächlichen Röntgenaufnahmen im Vergleich zum hier dargestellten Röntgenbild **40** wesentlich mehr Bildinformation enthalten ist, arbeitet das erfindungsgemäße Verfahren in der Praxis nicht auf einem Röntgenbild **40** selbst, sondern z. B. auf einem vorverarbeiteten Differenzbild einer Röntgenaufnahme zu einer vorherigen Röntgenaufnahme. Die in realen Röntgenbildern neben dem zu zerstörenden Konkrement mehr oder weniger unverändert abgebildeten sonstigen Körpermerkmale des Patienten verschwinden somit nahezu in den Differenzbildern. Diese Merkmale brauchen damit vom Bildverarbeitungssystem, wie im nachfolgend beschriebenen vereinfachten Verfahren, nicht unnötigerweise mit ausgewertet werden.

**[0039]** In [Fig. 2](#) ist im Röntgenbild **40** eine Niere **42** des Patienten **30** und ein in der Niere **42** befindlicher Nierenstein **44** dargestellt. Das Röntgenbild **40** wird im Röntgenbildgebungssystem **16** gespeichert, auf dem

Monitor **18** dem Arzt dargestellt und über die Netzwerkverbindung **24** an die Workstation **10** übermittelt und dort gespeichert bzw. weiterverarbeitet.

**[0040]** Ein Bildverarbeitungssystem **46** in der Workstation **10** ermittelt bzw. erkennt im Röntgenbild **40** automatisch den Nierenstein **44** bzw. dessen Position und legt den Nierenstein **44** und dessen unmittelbare Umgebung **48** als für die Lithotripsie interessanten Bildbereich fest. Dieser Bildbereich, mit anderen Worten die ROI **50** (Region of Interest), stellt im Beispiel den Teil des Röntgenbildes **40** dar, der von der Workstation **10**, wie unten erläutert, zur Ermittlung des Zerstörungsgrades des Nierensteins **44** auszuwerten ist. Er ist so gewählt, dass bei der folgenden Lithotripsie alle Veränderungen am Nierenstein **44** beobachtbar sind, z. B. auch bei dessen Fragmentierung, wie weiter unten erklärt.

**[0041]** Der restliche Bereich des Röntgenbildes **40** wird als für den Fortgang der Lithotripsie bzw. die Zerstörung des Nierensteins **44** uninteressant betrachtet. Die ROI **50** aus [Fig. 2](#) ist als Detail III in [Fig. 3](#) nochmals vergrößert dargestellt.

**[0042]** Da es sich bei dem Röntgenbild **40** um ein digitales Graustufen-Röntgenbild handelt, besteht dieses aus einzelnen Bildpunkten bzw. -pixeln **52a-p**. Die ROI **50** umfasst im Beispiel einen Teilbereich von sechzehn Bildpixeln **52a-p**. Jedes Bildpixel **52a-p** weist einen Grau- oder Helligkeitswert zwischen „0“ und „100“ auf, wobei „0“ einem schwarzen Bildpixel **52a-p** und „100“ einem weißen Bildpixel **52a-p** entspricht. Die tatsächliche, in den [Fig. 3](#) bis [Fig. 5](#) dargestellte Form des Nierensteins **44** im Röntgenbild **40** geht auf Grund der Digitalisierung verloren, da ein Bildpixel **52a-p** immer nur einen einzigen einheitlichen Grauwert annehmen kann. Die Bildpixel **52a-p** in [Fig. 3](#) weisen daher folgende Grauwerte auf:

<b>52a-d</b>	100	100	100	100
<b>52e-h</b>	100	50	30	90
<b>52i-l</b>	100	50	5	80
<b>52m-p</b>	100	95	90	100

**[0043]** Aus diesen Grauwerten ermittelt das Bildverarbeitungssystem **46** einen Mittelwert  $M_0$  von „80,6“ und eine Standardabweichung  $S_0$  von „29,1“.

**[0044]** Am Patienten **30** wird nun die Stoßwellenbehandlung begonnen, in dem der Fokuspunkt **34** auf den Nierenstein **44** platziert und dieser mit Ultraschallstoßwellen beschossen wird. Nach jeweils einer gewissen Anzahl von z. B. 200 Schüssen werden regelmäßig weitere Röntgenbilder vom Patienten **30** bzw. der ROI **50** aufgenommen und im Röntgenbildgebungssystem **16** gespeichert bzw. auf dem Monitor **18** dargestellt und im Bildverarbeitungssystem **46** ausgewertet. [Fig. 4](#) zeigt hierzu beispielhaft die ROI **50** eines als fünftes Röntgenbild aufgenommenen Röntgenbildes **54**, welches zu einem späteren Zeitpunkt als das Röntgenbild **40** aufgenommen wurde, wenn nämlich der Nierenstein **44** bereits teilweise zerstört wurde.

**[0045]** Für jedes dem ersten Röntgenbild **40** folgende Röntgenbild wird ebenfalls die ROI **50** automatisch bestimmt und das entsprechende Röntgenbild dort ausgewertet. Die ROI **50** wird hierbei z. B. anhand eines am Patienten **30** angeklebten, nicht dargestellten Markers und eines nicht dargestellten, mit dem Stoßwellensystem **2** verbundenen 3D-Navigationssystems registriert. So kann sie auch leicht wiedergefunden werden, wenn der Patient **30** während der Stoßwellenbehandlung umgelagert wird. Anschließend wird für jedes folgende Röntgenbild ein Zerstörungsgrad  $Z$  des Nierensteins **44** von der Workstation **10**, wie folgt ermittelt.

**[0046]** In [Fig. 4](#) ist der Nierenstein **44** gegenüber [Fig. 3](#) deutlich kleiner geworden. Mit einer Pixelnummerierung der Pixel **52a-p** entsprechend [Fig. 3](#) ergeben sich nun folgende Grauwerte:

<b>52a-d</b>	100	100	100	100
<b>52e-h</b>	100	70	70	100
<b>52i-l</b>	100	70	70	100
<b>52m-p</b>	100	100	100	100

**[0047]** Im Röntgenbild **54** überwiegen also die helleren Bildanteile, da der dunkel dargestellte Nierenstein **44** kleiner geworden ist. Das Bildverarbeitungssystem **46** ermittelt aus den vorliegenden Grauwerten einen

Mittelwert  $M_5$  von „92,5“ und eine Standardabweichung  $S_5$  von „13,0“. Gegenüber [Fig. 3](#) ist also der Grauwert der Bildpixel **52a–p** im Mittel von „80,6“ auf „92,5“ gestiegen.

**[0048]** Die Mittelwerte  $M_0$  und  $M_5$  werden von der Workstation **10** ausgewertet, um den Zerstörungsgrad  $Z_5$  des Nierensteins **44** zum Augenblick der Aufnahme des Röntgenbildes **54** zu ermitteln. Grundlage der Ermittlung ist im vorliegenden Beispiel, dass bei vollständiger Zerstörung des Nierensteins **44** ein gänzlich helles bzw. weißes, nicht dargestelltes, Röntgenbild entsteht, da der dunkel bzw. schwarz dargestellte Nierenstein **44** dann ganz verschwindet. So lange der Nierenstein **44** jedoch abgebildet wird, enthält das Bild auch dunkle Anteile. Für die vollständige, also 100%-ige Zerstörung des Nierensteins **44** wird deshalb eine Bildhelligkeit mit einem Mittelwert  $M_z$  von „100“ gefordert.

**[0049]** Als Berechnungsbasis für den Zerstörungsgrad  $Z$  dient der Ausgangszustand vor Beginn der Nierensteinlithotripsie, also das erste vom Patienten **30** mit unzerstörtem Nierenstein **44** aufgenommene Röntgenbild **40**. Der Zerstörungsgrad wird dann, ausgehend vom ursprünglichen Mittelwert  $M_0$  und dem aktuellen Mittelwert  $M_i$  der  $i$ -ten Röntgenaufnahme ermittelt zu

$$Z_i = \frac{M_i - 80,6}{100 - 80,6} .$$

also im vorliegenden Beispiel

$$Z = \frac{M_i - M_0}{M_z - M_0} ,$$

**[0050]** Für [Fig. 3](#) mit  $M_0 = 80,6$  beträgt deshalb der Zerstörungsgrad  $Z_0 = 0$ . Für [Fig. 4](#) gilt

$$Z_5 = \frac{92,5 - 80,6}{100 - 80,6} = \frac{11,9}{19,4} = 61\% .$$

**[0051]** Die Workstation **10** vergleicht den Zerstörungsgrad  $Z_i$  bei jeder Auswertung eines Röntgenbildes mit einem Schwellwert  $G$ , der im vorliegenden Beispiel  $G = 90\%$  beträgt. So lange der aktuelle Zerstörungsgrad  $Z_i$  kleiner dem Schwellwert ist, wird der Beschuss des Nierensteins **44** fortgesetzt.

**[0052]** Nach einer weiteren Bestrahlung des Nierensteins **44** mit Ultraschallstoßwellen wird schließlich der Nierenstein **44** in einem nicht dargestellten neunten Röntgenbild so klein, dass der Mittelwert  $M_9$  auf „98“ steigt. Der oben angegebene Zerstörungsgrad erreicht dann einen Wert von  $Z_9 = 90\%$ .

**[0053]** Da der Schwellwert  $G$  nun vom Zerstörungsgrad  $Z_9$  erreicht ist, also  $Z_9 \geq G$  gilt, übermittelt sie daraufhin über die Netzwerkverbindung **24** ein Stoppsignal an die Anlagensteuerung **8**, woraufhin die weitere Aussendung von Stoßwellen zum Patienten **30** unterbunden wird. Der Schwellwert  $G$  bzw. dessen Erreichen durch den Zerstörungsgrad  $Z_9$  stellt somit ein Abbruchkriterium der Stoßwellenbehandlung nach Aufnahme des neunten Röntgenbildes dar.

**[0054]** Alternativ zum eben geschilderten Verlauf der Nierensteinlithotripsie, in dem der Nierenstein vom Röntgenbild allmählich verschwindet, wäre auch folgender Verlauf denkbar: Ausgehend von [Fig. 3](#) könnte der Nierenstein **44** im Verlauf der Lithotripsie in kleine Fragmente **60a–i** zerfallen, die für sich auf dem Röntgenbild unvermindert sichtbar bleiben. Ein entsprechendes zu einem späteren Zeitpunkt als siebtes Röntgenbild aufgenommenes Röntgenbild **62** ist in [Fig. 5](#) dargestellt. Die ROI **50** wurde bereits vor Therapiebeginn so gewählt, dass auch versprengte Fragmente **60a–i** des Nierensteins innerhalb der ROI **50** liegen. Bei einer Nummerierung der Bildpixel wie in [Fig. 3](#) ergeben sich für die Pixel **52a–p** nun folgende Werte:

<b>52a–d</b>	100	80	80	100
<b>52e–h</b>	100	80	100	80
<b>52i–l</b>	80	90	90	80
<b>52m–p</b>	100	70	90	80



**[0055]** Nun ermittelt die Workstation **10** einen Mittelwert von  $M_7 = 87,5$  und eine Standardabweichung von  $S_7 = 9,7$ . In diesem Fall steigt aufgrund der Fragmentierung der Mittelwert  $M$  nur wenig an, so dass keine signifikante Veränderung des oben definierten Zerstörungsgrades  $Z$  eintritt, nämlich würde in diesem Fall nur  $Z_7 = 36\%$  nach der oben genannten Formel ermittelt werden.

**[0056]** Im vorliegenden Fall ist jedoch die Fragmentierung ebenfalls ausreichend, so dass ein anderes Maß für den Zerstörungsgrad  $Z$  nötig wird. Aufgrund der Fragmentierung ist die aus den Röntgenbildern ermittelte Standardabweichung  $S$  von  $S_0 = 29,1$  auf  $S_7 = 9,7$  gesunken, weshalb der Zerstörungsgrad  $Z_7$  im vorliegenden Fall aus dieser ermittelt wird.

**[0057]** Aufgrund von vorab durchgeführten Versuchen bei fragmentierten Nierensteinen ist bekannt, dass die Stoßwellenbehandlung bei einem als Schwellwert  $G$  festgelegten Wert von 10 für die Standardabweichung beendet werden kann. Da der Wert nun bei  $S_7 = 9,7$  liegt, also unter den Schwellwert  $G$  gesunken ist, wird nach Aufnahme und Auswertung der Röntgenaufnahme **62** aus **Fig. 5** die Stoßwellenbehandlung beendet. Im Falle der Fragmentierung stellt somit das Erreichen des Schwellwertes  $G$  durch die Standardabweichung ein Abbruchkriterium dar. In der Workstation **10** werden durch das Bildverarbeitungssystem **46** die Röntgenbilder entsprechend bewertet und das jeweils für den Verlauf der Steinzerstörung gültige Abbruchkriterium ausgewählt.

**[0058]** Sämtliche, im Verlauf der Lithotripsie aufgenommenen Röntgenbilder **40**, **54** und **62** werden dem Arzt am Monitor **18** angezeigt. Gleichzeitig hierzu die jeweils gültigen Werte von Mittelwert  $M$ , Standardabweichung  $S$  und Zerstörungsgrad  $Z$ , welche die Workstation **10** ermittelt hat.

### Patentansprüche

1. Verfahren zur Bestimmung des Zerstörungsgrades ( $Z$ ) eines Konkrements (**44**) in einem Patienten (**30**) während einer Stoßwellenbehandlung, wobei zu verschiedenen Behandlungszeitpunkten der Stoßwellenbehandlung Bildpixel (**52a-p**) aufweisende Digitalbilder als Durchleuchtungsbilder (**40**, **54**, **62**) des Konkrements (**44**) aufgenommen werden, bei dem aus mindestens zwei zu verschiedenen Behandlungszeitpunkten aufgenommenen Durchleuchtungsbildern (**40**, **54**, **62**) jeweils genau ein Wert einer mit dem Konkrement korrelierten Kenngröße ( $M$ ,  $S$ ) aus Pixelwerten der Bildpixel (**52a-p**) mit statistisch-mathematischen Methoden ermittelt wird, und aus den Werten der Kenngröße ( $M$ ,  $S$ ) der Zerstörungsgrad ( $Z$ ) des Konkrements (**44**) ermittelt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei als Durchleuchtungsbilder (**40**, **54**, **62**) Röntgenbilder aufgenommen werden.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, bei dem die Kenngröße ( $M$ ,  $S$ ) aus einem Teilbereich (**50**) des Durchleuchtungsbildes (**40**, **54**, **62**) ermittelt wird.

4. Verfahren nach Anspruch 3, bei dem der Teilbereich (**50**) im Durchleuchtungsbild (**40**, **54**, **62**) automatisch bestimmt wird.

5. Verfahren nach Anspruch 3 oder 4, bei dem der Teilbereich (**50**) anhand eines Ortsmarkers am Patienten registriert wird.

6. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem ein Differenzbild zweier Durchleuchtungsbilder (**40**, **54**, **62**) gebildet wird und die Kenngröße ( $M$ ,  $S$ ) aus dem Differenzbild ermittelt wird.

7. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem die Stoßwellenbehandlung beendet wird, wenn der Zerstörungsgrad ( $Z$ ) ein Abbruchkriterium ( $G$ ) erfüllt.

8. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem der Wert der Kenngröße ( $M$ ,  $S$ ) und/oder der Zerstörungsgrad ( $Z$ ) durch ein künstliches neuronales Netz ermittelt wird.

9. Stoßwellensystem (**2**) zur Zerstörung eines Konkrements (**44**) in einem Patienten (**30**) während einer Stoßwellenbehandlung, mit einem Bildpixel (**52a-p**) aufweisende digitale Durchleuchtungsbilder erzeugenden Bildgebungssystem (**4**, **12**, **14**, **16**) zur Aufnahme von Durchleuchtungsbildern (**40**, **54**, **62**) zu verschiedenen Behandlungszeitpunkten der Stoßwellenbehandlung und einer Steuer- und Auswerteeinheit (**10**) zur Ermittlung jeweils genau eines Wertes einer mit dem Konkrement korrelierten Kenngröße ( $M$ ,  $S$ ) aus Pixelwerten der Bildpixel (**52a-p**) mindestens zweier zu verschiedenen Behandlungszeitpunkten aufgenommener Durchleuch-



tungsbilder (**40, 54, 62**) mit statistisch-mathematischen Methoden und zur Ermittlung eines Zerstörungsgrades (Z) des Konkrements (**44**) aus den Werten der Kenngröße (M, S).

10. Stoßwellensystem nach Anspruch 9, bei dem das Bildgebungssystem (**4, 12, 14, 16**) ein Röntgenbildsystem ist.

11. Stoßwellensystem nach Anspruch 9 oder 10, mit einem künstlichen neuronalen Netz zur Ermittlung der Kenngröße (M, S) und/oder des Zerstörungsgrades (Z).

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

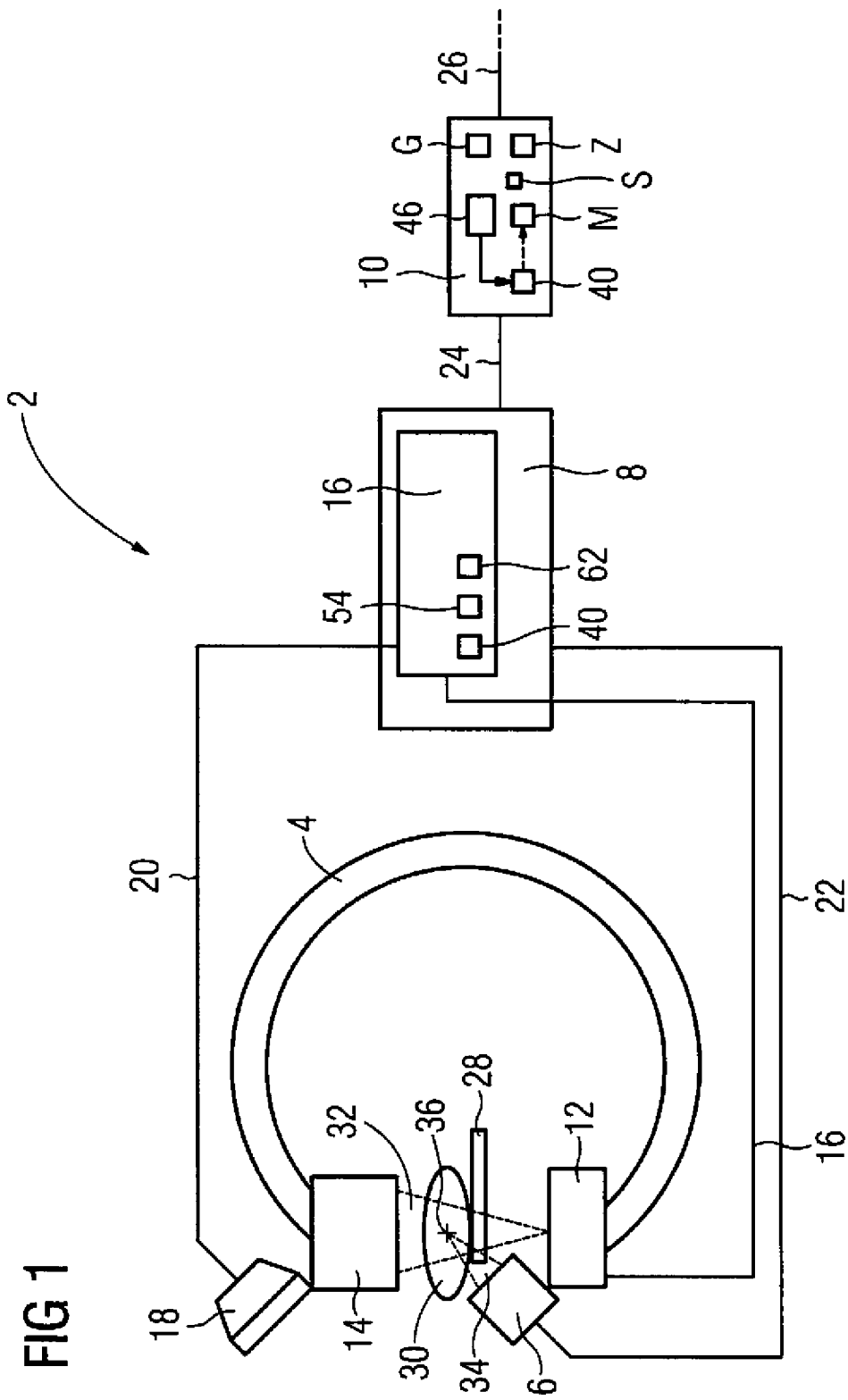


FIG 1

FIG 2

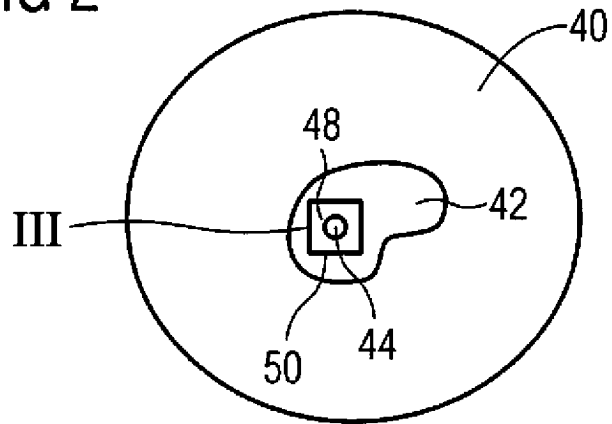


FIG 3

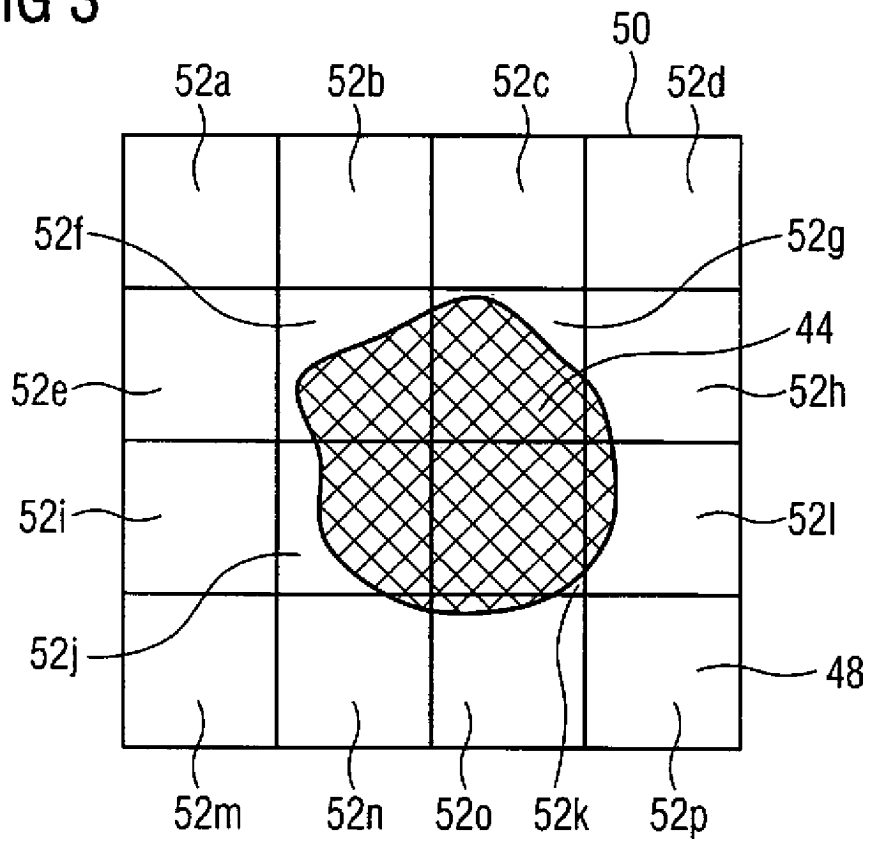


FIG 4

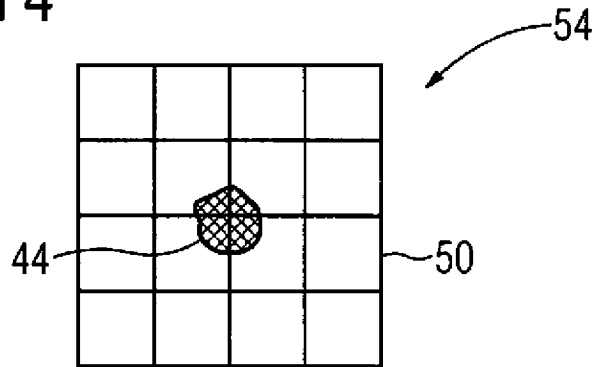


FIG 5

