



## Recursive ultrasound imaging

Jensen, Jørgen Arendt; Nikolov, Svetoslav

*Publication date:*  
2000

*Document Version*  
Publisher's PDF, also known as Version of record

[Link back to DTU Orbit](#)

*Citation (APA):*  
Jensen, J. A., & Nikolov, S. (2000). Recursive ultrasound imaging. (Patent No. WO0068931).

---

### General rights

Copyright and moral rights for the publications made accessible in the public portal are retained by the authors and/or other copyright owners and it is a condition of accessing publications that users recognise and abide by the legal requirements associated with these rights.

- Users may download and print one copy of any publication from the public portal for the purpose of private study or research.
- You may not further distribute the material or use it for any profit-making activity or commercial gain
- You may freely distribute the URL identifying the publication in the public portal

If you believe that this document breaches copyright please contact us providing details, and we will remove access to the work immediately and investigate your claim.



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 600 03 927 T2 2004.05.06**

(12)

## Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 194 920 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **600 03 927.7**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/DK00/00245**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 925 096.0**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 00/68931**

(86) PCT-Anmeldetag: **10.05.2000**

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: **16.11.2000**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **10.04.2002**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **16.07.2003**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **06.05.2004**

(51) Int Cl.<sup>7</sup>: **G10K 11/34**

**G01S 7/52, G01S 15/89**

(30) Unionspriorität:

**PCT/DK99/00635 10.05.1999 WO**

(73) Patentinhaber:

**B-K Medical A/S, Gentofte, DK**

(74) Vertreter:

**Patent- und Rechtsanwälte Bardehle, Pagenberg,  
Dost, Altenburg, Geissler, 81679 München**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

**AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT,  
LI, LU, MC, NL, PT, SE**

(72) Erfinder:

**JENSEN, Arendt, Jörgen, DK-2800 Lyngby, DK;  
NIKOLOV, Svetoslav, DK-2800 Lyngby, DK**

(54) Bezeichnung: **REKURSIVE ULTRASCHALLABBILDUNG**

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

## Gebiet der Erfindung

[0001] Die Erfindung, wie sie in den beigefügten Ansprüchen bestimmt ist, bezieht sich auf eine Vorrichtung zur schnellen Bilderzeugung von beispielsweise des menschlichen Körpers unter der Verwendung von Ultraschall.

[0002] Das Bild wird hergestellt unter Verwendung einer Mehrelementprobe, in welcher alle oder einzelne ausgewählte Elemente als Sender verwendet werden. Das vom Objekt reflektierte Signal wird dann von allen Elementen gemessen und Ultraschallstrahlen werden gleichzeitig über den bilderzeugenden Bereich fokussiert. Das Bild wird aktualisiert mit neuer Information jedes Mal, wenn ein neues Element oder eine Gruppe von Elementen verwendet werden als Sende-Apertur. Damit wird das Bild beständig aktualisiert und kann verwendet werden, um sich bewegende Strukturen zu prüfen und um die Bilderzeugung von Blutgeschwindigkeiten zu verbessern.

## Hintergrund der Erfindung

[0003] Die technische Entwicklung hat beständig zu Verbesserungen bei Ultraschallschallstrahl-Erzeugern, wie in [1] beschrieben, geführt. Die Einführung von digitalen Strahlerzeugern hat die dynamische Empfangsfokussierung möglich gemacht. Unglücklicherweise ist es nicht möglich, die gesendete akustische Energie dynamisch zu steuern und es wird lediglich ein fester Fokus beim Senden verwendet.

[0004] Das grundlegende Konzept des Fokussierens besteht darin, konstruktiv dem kombinierten Sende-Empfangssignal Energie zuzuführen. Idealerweise ist es mit Hilfe der Empfangsverarbeitung möglich, die Phasenveränderung beim Senden auszugleichen. Das entspricht einem dynamisch fokussierten Bilderzeugungssystem zum Senden und Empfangen. Ein zusammengesetztes Bild (erhalten durch mehrfache Emissionen, in verschiedenen Tiefen beim Senden fokussiert) bildet das ideale Referenzbild.

[0005] Eine Möglichkeit, einen dynamischen Sendefokus zu erhalten, besteht darin, eine synthetische Feld-Bilderzeugung zu verwenden. Es gibt drei Arten der synthetischen Apertur-Bilderzeugung: 1: Verwenden einer synthetischen Sende-Apertur, 2: Verwenden einer synthetischen Empfangs-Apertur, und 3: Verwenden einer Kombination der synthetischen Sende-Empfangs-Apertur. Alle diese Kombinationen sind untersucht worden und haben verschiedene Vorteile und Nachteile gezeigt. Die Zeit, die erforderlich ist, um ein einziges Bild  $T_{\text{acquire image}}$  aufzunehmen, ist proportional zur Anzahl der Emissionen  $N_{\text{emission}}$ , der Zeit, die erforderlich ist, um die reflektierte Ultraschallwelle aufzuzeichnen von einer einzigen Emission  $T_{\text{record emission}}$ , der Anzahl von Abtastzeilen  $N_l$  und ist umgekehrt proportional zur Anzahl der parallelen Empfangsstrahl-Erzeuger  $N_{\text{parallel}}$ :

$$T_{\text{acquire image}} = T_{\text{acquire scanline}} \cdot N_{\text{emission}} \cdot N_l / N_{\text{parallel}} \quad (1)$$

[0006] Die Erfassungszeit für ein Bild mit einer typischen Tiefe von 15 cm ist, unter der Annahme, dass die Schallgeschwindigkeit 1540 m/s beträgt, 200  $\mu\text{s}$ . Falls  $N_{\text{emission}} = 64$  und  $N_l = N_{\text{parallel}}$ , dann  $T_{\text{acquire image}} = 12,8$  ms, was 78 Einzelbilder/sec ergibt. Für jedes neue Einzelbild in dem bilderzeugenden Prozess werden die Daten, die erfasst wurden für das vorangegangene Einzelbild, verworfen.

[0007] Das rekursive bilderzeugende Verfahren und die Vorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung verwendet die vom Strahl gebildeten Zeilen des vorangegangenen Einzelbilds, um ein neues Einzelbild nach jeder Emission zu erzeugen. Das ergibt  $N_{\text{emission}} = 1$ ,  $T_{\text{acquire image}} = 200$   $\mu\text{s}$ , und eine Einzelbild-Rate von 5000 Einzelbilder/sec. Die Erfindung verwendet eine synthetische Sende-Apertur und empfängt vorzugsweise die volle Apertur. Die synthetische Sende-Apertur-Fokussierung nach dem Stand der Technik [2], [3] wird unten dargestellt. Auf dieser Grundlage wird das neue rekursive Ultraschall-Bilderzeugungsverfahren gemäß der vorliegenden Erfindung mathematisch abgeleitet und unten beschrieben.

[0008] Eines der Probleme beim Emittieren mit lediglich einem Element ist das Signal-/Rausch-Verhältnis, da es physikalische Grenzen gibt, mit welcher Leistung mit einem einzigen Transducer-Feldelement gesendet werden kann. Dieses Problem wurde vorher untersucht [2], [4] und es wurde eine Lösung unter Verwendung mehrfacher Elemente beim Senden vorgeschlagen in [2]. Dieses Problem wird unten erörtert.

[0009] Das andere Problem liegt in der Anwesenheit von Bewegungs-Artefakten aufgrund der Erfassungszeit für ein Einzelbild. Dies wird vermieden gemäß der Erfindung durch Verringern der Anzahl von Emissionen, die erforderlich sind, um ein Einzelbild zu erzeugen. Dies kann bewerkstelligt werden mit einer dünnen synthetischen Apertur und die Ergebnisse der verminderten Anzahl von Emissionen werden dargestellt.

## Synthetische Feld-Bilderzeugung nach dem Stand der Technik

[0010] Phasierte lineare Felder werden verwendet zum Erzeugen von Sektor-B-Modus-Bildern, wie in **Fig. 2**

gezeigt. Das Bild besteht aus einer Anzahl von Abtastzeilen  $N_i$ . Die Abtastzeilen  $l = 1, \dots, N_i$  haben einen gemeinsamen Ursprung. Jede von ihnen weist einen verschiedenen Winkel  $\theta_l$  mit dem Normalenvektor zur Oberfläche des Transducers auf. Der Einfachheit halber werden alle Überlegungen lediglich in der z-x-Ebene angestellt, und es wird angenommen, dass ein einziges Transducer-Element eine zylindrische Welle aussendet, die sich mit konstanter Geschwindigkeit  $c$  in einem linearen Medium ausbreitet, wie in **Fig. 3** gezeigt.

[0011] Die Messsituation wird in **Fig. 4** gezeigt. Element  $i$  mit Mittelpunkt-Koordinaten  $(x_i, z_i)$  sendet eine sphärische Welle aus. Die Wellenfront erreicht einen Punkt  $P(x_p, z_p)$  nach der Zeit

$$t_{iP} = \frac{\sqrt{(x_p - x_i)^2 + (z_p - z_i)^2}}{c} \quad (2)$$

wobei  $c$  die Schallgeschwindigkeit ist. Falls alle Elemente angeregt werden, bilden sie ein Druckfeld vor dem Transducer, das aus der Summe besteht von den Feldern, die von jedem der Elemente erzeugt werden. Die emittierten Wellen erreichen den Punkt  $P$  zu verschiedenen Zeitpunkten in Abhängigkeit von den Elementpositionen.

[0012] Um die Wellenfronten auszurichten und damit die akustische Energie im Punkt  $P$  zu fokussieren, müssen die Signale von einzelnen Feldelementen geeignet verzögert werden. Bei der Berechnung dieser Verzögerungen wird ein Punkt des Transducers ausgewählt als ein Referenzpunkt. Alle Verzögerungen werden relativ zu der Zeit berechnet, welche eine Schallwelle braucht, um die Distanz zwischen dem Referenzpunkt und dem Brennpunkt zurückzulegen. Für ein Sektor-Bild wird normalerweise der Mittelpunkt des Transducer-Feldes ausgewählt. Der Referenzpunkt ist das Mittelelement  $C(x_c, z_c)$  für den Fall, der in **Fig. 4** abgebildet ist. Die Verzögerung für Element  $i$  zum Fokussieren der Energie im Punkt  $P(x_p, y_p)$  wird berechnet durch:

$$d_i = t_{cP} - t_{iP}$$

$$d_i = \frac{\sqrt{(x_c - x_p)^2 + (z_c - z_p)^2} - \sqrt{(x_i - x_p)^2 + (z_i - z_p)^2}}{c} \quad (3)$$

**Fig. 5** zeigt die Geometrie, welche für Simulationen verwendet wird. Der Ursprung des Koordinatensystems  $O(0,0)$  liegt in der Mitte des physikalischen linearen Feld-Transducers. Alle Abtastzeilen ( $l = 1..N_i$ ) beginnen im Ursprung  $O$  und weisen Winkel  $\theta_l$  mit der z-Achse auf. Die Brennpunkte liegen auf diesen Abtastzeilen und haben die Koordinaten:

$$x_{fl} = r_f \cdot \sin \Theta_l$$

$$z_{fl} = r_f \cdot \cos \Theta_l \quad (4)$$

wobei  $r_f$  die axiale Distanz zum Brennpunkt darstellt. Dynamisches Fokussieren wird erhalten, falls  $r_f$  sich über die Zeit ändert als

$$r_f = ck/f_s \quad (5)$$

wobei  $k$  die Probenanzahl und  $f$  die Probenfrequenz ist. In herkömmlichen bilderzeugenden Systemen verwendet die Übertragung ein festes  $r_f$  während der Empfang dynamisch fokussiert werden kann entlang der augenblicklichen Abtastzeile.

[0013] Eine Möglichkeit, ein synthetisches Apertur-Bild zu erzeugen, besteht darin, mit allen Elementen vom Transducer-Feld nacheinander zu emittieren (siehe **Fig. 6**). Während des Empfangs werden Daten aufgezeichnet und ein Strahl gebildet.

[0014] Nach einer Anzahl von Emissionen  $N_{xmt}$  werden alle vom Strahl gebildeten RF-Zeilen von den verschiedenen Emissionen summiert, um die Abtastzeilen zu bilden, die nach einer Einhüllenden detektiert und angezeigt werden.

[0015] Das vom Strahl gebildete Signal von der Emission  $n$  mit dem Element  $i$  für die Zeile  $l$  ist  $s_{il}^{(n)}(t)$ . Die Zahl für die Emission  $n$  ( $0 < n < \infty$ ) ist relativ zum Anfang des kontinuierlichen Bilderzeugungsvorgangs. Die Zahl ist lediglich relevant für die rekursive Bilderzeugung und in diesem Abschnitt wird eine vereinfachte Notation verwendet:  $s_{il}(t) = s_{il}^{(n)}(t)$ . Die Zeit  $t$  ist die relative Zeit von der Emission des Impulses. Das RF-Signal, welches nach einer Einhüllenden detektiert und angezeigt wird, ist:

$$s_j(t) = \sum_{i=1}^{N_{\text{xmt}}} s_{ji}(t) \quad (6)$$

$$s_{ji}(t) = \sum_{l=1}^{N_{\text{rev}}} a_{lij} \cdot s_l(t - d_{lij}) \quad (7)$$

wobei  $N_{\text{xmt}}$  die Anzahl der Übertragungselemente ist,  $N_{\text{rev}}$  die Anzahl der Empfangselemente ist,  $s_{ji}(t)$  die auf-gezeichneten Daten sind,  $a_{lij}$  ein Gewichtskoeffizient (Apodisierung) ist und  $d_{lij}$  die Verzögerung für die Bildzeile 1 ist, wenn mit dem Element  $i$  emittiert und mit dem Element  $j$  empfangen wird.

[0016] Die Verzögerungen  $d_{lij}$  stellen die Summe dar der Verzögerungen für die Elemente  $i$  und  $j$ , welche mit der Formel (3) berechnet wurden für die Punkte auf der Geraden  $l$

$$d_{lij} = d_{li} + d_{lj}$$

[0017] Für den Fall in **Fig. 5** werden die Verzögerungen berechnet durch:

$$d_{lij} = \frac{\sqrt{x_{fl}^2 + z_{fl}^2} - \sqrt{(x_i - x_{fl})^2 + z_{fl}^2}}{c} + \frac{\sqrt{x_{fl}^2 + z_{fl}^2} - \sqrt{(x_j - x_{fl})^2 + z_{fl}^2}}{c} \quad (8)$$

[0018] Dies ist die grundlegende Formel für ein geometrisches Quadratur-Fokussieren. In Gleichung (8) sind  $(x_{fl}, z_{fl})$  die Koordinaten des Brennpunkts,  $x_j$  ist die Koordinate des Mittelpunkts des  $j$ -ten Elements und  $x_i$  ist die Koordinate des Mittelpunkts des  $i$ -ten Elements. Beim Übertragen ist die Verzögerung für das Element  $i$  gleich null und beim Empfangen ist die Verzögerung für das Element  $j$  gleich  $d_{lij}$ .

[0019] Bei der synthetischen Feld-Bilderzeugung wird angenommen, dass das Gewebe, welches untersucht wird, stationär ist, was oft nicht der Fall ist bei medizinischem Ultraschall. Deshalb werden die Bilder unscharf sein und die synthetische Feld-Bilderzeugung kann nicht verwendet werden zur Geschwindigkeitsabschätzung.

#### Zusammenfassung der Erfindung

[0020] Es ist eine Aufgabe der Erfindung, diesen Mangel und den Nachteil von bekannten Arten der Vorrichtung zu beseitigen. Diese Aufgabe wird mit der Erfindung erreicht durch eine Vorrichtung, die das Bild kontinuierlich aktualisiert unter Verwendung der augenblicklichen Pulsemission und damit ein kontinuierliches Bild erhält, um sich bewegende Strukturen zu verfolgen.

[0021] Das Konzept der Erfindung ist wie folgt: Ein neues Einzelbild  $n$  wird erzeugt auf der Grundlage des vorangegangenen Einzelbildes  $n-1$  und der Daten, die bei der letzten Emission erfasst wurden. Die Berechnungsprozedur wird abgeleitet von einem synthetischen Feld-Apertur-Bilderzeugungsverfahren, wie dargestellt und weiter entwickelt.

#### Rekursive Bilderzeugung mit der Erfindung

[0022] Ein einfaches Beispiel zur synthetischen Bilderzeugung wird in **Fig. 6** gezeigt. Hier ist  $n$  die Zahl für die gegenwärtige Emission und  $N_{\text{xmt}}$  ist die Zahl für die Transmissionen zwischen zwei Emissionen in demselben Element.  $s_{ik}^{(n)}$  ist ein strahlgeformtes Signal bei der Emission  $n$  mit dem Element  $k$  für die Zeile 1. Die Beziehung zwischen  $n$  und  $k$  ist gegeben durch:

$$k(n) = (n \bmod N_{\text{xmt}}) + 1 \quad (9)$$

[0023] Das erste Bild kann erhalten werden nach  $N_{\text{xmt}}$  Emissionen. Die Gleichung (6) kann umgeschrieben werden als:

$$S_1^{(n)} = \sum_{m=(n-N_{\text{xmt}}+1)}^n a_{k(m)} \cdot s_{lk(m)}^{(m)}(t) \quad (10)$$

[0024] Die Gleichung (10) zeigt, dass ein neues Einzelbild gebildet werden kann nach jeder Emission  $n \geq N_{\text{xmt}}$  durch Summieren der strahlgeformten Geraden  $s_{lk(m)}^{(m)}$ ,  $n - N_{\text{xmt}} < m \leq n$ . Für zwei aufeinander folgende Emis-

sionen ist der Ausdruck:

$$S_1^{(n-1)}(t) = \sum_{m=(n-N_{xmt})}^{n-1} a_{k(m)} \cdot s_{lk(m)}^{(m)}(t) \quad (11)$$

$$S_1^{(n)}(t) = \sum_{m=(n-N_{xmt}+1)}^n a_{k(m)} \cdot s_{lk(m)}^{(m)}(t)$$

$$S_1^{(n)} - S_1^{(n-1)} = a_{k(n)} \cdot s_{lk(n)}^{(n)}(t) - a_{k(n)} \cdot s_{lk(n-N_{xmt})}^{(n-N_{xmt})}(t) \quad (12)$$

$$S_1^{(n)} - S_1^{(n-1)} + a_{k(n)} \cdot s_{lk(n)}^{(n)}(t) - a_{k(n-N_{xmt})} \cdot s_{lk(n-N_{xmt})}^{(n-N_{xmt})}(t)$$

[0025] Aus der Gleichung (9) kann man sehen, dass  $k(n) = k(n - N_{xmt})$ . Bei der rekursiven Bilderzeugung wird ein neues Einzelbild erzeugt bei der Emission  $n$  durch Hinzufügen der neuen Information  $\text{Info}^{(n)}$  zum Bild  $\text{Image}^{(n-1)}$  und Abziehen der Information, welche bei der Emission  $n - N_{xmt}$ ,  $\text{Info}^{(n-N_{xmt})}$ . Die Anzahl der Summationen pro Probe vermindert sich von  $N_{xmt}$  in Gleichung (6) auf lediglich zwei.

[0026] Da ein neues Einzelbild, welches aus einer Anzahl von gleichzeitig strahlgeformten Linien besteht, mit jeder Puls-Emission erzeugt wird, wird das Bild alle 200  $\mu\text{s}$  aktualisiert, wenn  $c = 1540 \text{ m/s}$ , und die Daten werden erfasst mit einer Tiefe von 15 cm.

#### Nur-addieren-rekursive Bilderzeugung

[0027] Um den Umfang des benötigten Speichers zu vermindern, kann die Berechnungsprozedur zur Nur-addieren-rekursiven Bilderzeugung modifiziert werden: Man betrachte die folgenden Gleichungen:

$$B = \sum_{i=1}^N A_i \quad (13)$$

$$A_i = A = \text{const} \Rightarrow$$

$$B = N \cdot A = N \cdot A + A - A = \frac{N-1}{N} \cdot N \cdot A + A = \frac{N-1}{N} \cdot B + A \quad (14)$$

[0028] Die obigen Gleichungen können verwendet werden, um für die rekursive Bilderzeugung eine andere Formel abzuleiten:

$$S_1^{(n)}(t) = c_1 \cdot S_1^{(n-1)} + c_2 \cdot s_{lk}^{(n)}(t) \quad (15)$$

wobei  $c_1$  und  $c_2$  Gewichtungskoeffizienten sind. Die Konstanten müssen so gewählt werden, dass ein konstanter Signalpegel sicher gestellt ist und die folgende Bedingung muss erfüllt sein:  $S_1^{(n)}(t) = S_1^{(n-1)}(t)$ .

[0029] Der Unterschied zwischen den Gleichungen (12) und (15) besteht darin, dass die Information, welche erhalten wird durch Emittieren mit dem Element  $k$ , exponentiell mit der Zeit verschwindet anstatt abgezogen zu werden. Auf diese Weise neigt die Information aus der Vergangenheit weniger dazu, Bewegungs-Artefakte im Bild einzuführen. Der andere Vorteil liegt darin, dass weniger Speicher benötigt wird, da lediglich zwei Einzelbilder gespeichert werden.

[0030] Die Gleichung (15) kann umgeschrieben werden als eine Summe von Signalen von zwei aufeinander folgenden Emissionen:

$$S_1^{(n)}(t) = \sum b^{n-m} \cdot s_{lk(m)}^{(m)}(t) + s_{lk(n)}^{(n)}(t) \quad (16)$$

wobei angenommen wird, dass  $c_2 = 1$  und  $c_1 = b \leq 1$ .  $N_{xmt} < n < \infty$  ist die Nummer des Einzelbilds, welche gleich ist der Nummer der gegenwärtigen Emission. Dasselbe Element wird verwendet nach jeden  $N_{xmt}$  Emissionen. Die Gleichung (16) kann ausgedrückt werden als eine Summe für die Beiträge von den Emissionen mit den

verschiedenen Elementen:

$$S_i^{(n)}(t) = \sum_{k=1}^{N_{xmt}} C_{ik}^{(n)}(t) \quad (17)$$

[0031] Hier ist der Beitrag eines Elements der Betrag, der Information  $C_{ik}^{(n)}$  addiert zum Signal  $S_i^{(n)}$  durch Emissionen mit dem Element  $k$  bis zu dem Zeitpunkt der Emission  $n$ . Der Beitrag des augenblicklich emittierenden Elements ( $k(n) = i$ ) zu  $S_i^{(n)}$  beträgt:

$$C_{ii}^{(n)}(t) = s_{ii}^{(n)}(t) + b^{N_{xmt}} \cdot s_{ii}^{(n-N_{xmt})}(t) + b^{2N_{xmt}} \cdot s_{ii}^{(n-2N_{xmt})}(t) + \dots \quad (18)$$

[0032] Dies ist eine geometrische Reihe. Falls das Gewebe bewegungslos ist, gilt:

$$s_{ii}^{(n)}(t) = s_{ii}^{(n-N_{xmt})}(t) = \dots = s_{ii}(t)$$

$$C_{ii}^{(n)}(t) = [1 + b^{N_{xmt}} + b^{2N_{xmt}} + \dots] s_{ii}(t) = s_{ii}(t) \cdot \sum_{p=0}^{\infty} b^{pN_{xmt}} = s_{ii}(t) \cdot \frac{1}{1 - b^{N_{xmt}}} \quad (19)$$

[0033] Falls  $b = 0,8$  und  $N_{xmt} = 64$ , dann  $C_{ii}^{(n)}(t) \approx s_{ii}^{(n)}(t)$ . Dies bedeutet, dass zur Emission  $n$  der Beitrag des emittierenden Elements ungefähr gleich ist der neu erfassten Information.

[0034] Mit den gewählten Werten von  $b$  und  $N_{xmt}$  ist der Beitrag zum Signal  $S_i$  von der vorangegangenen Emission mit demselben Element 128 dB niedriger als der Beitrag des augenblicklichen Elements und Bewegungs-Artefakte können vernachlässigt werden.

#### Verbesserung des Signal-/Rausch-Verhältnisses

[0035] Der Vorteil des oben dargestellten Bilderzeugungsansatzes liegt darin, dass ein dynamisch fokussiertes Bild beim Senden und Empfangen erhalten wird. Dies wird ermöglicht, weil ein einziges kleines Transducer-Element eine beinahe sphärische Welle emittiert, welche unzweideutig die Fortpflanzungszeit der Ultraschall-Energie bestimmt.

[0036] Der Nachteil liegt darin, dass die Energie, welche in den Körper gesendet werden kann, mit nur einem Feldelement nicht ausreicht, um eine hohe Durchdringungstiefe zu erhalten. Eine Möglichkeit, die Durchdringungstiefe zu erhöhen, besteht darin, Energie mit mehreren Elementen zu emittieren, wie vorgeschlagen in [2]. Die Verzögerungen der Elemente werden so eingestellt, dass sie das Strahlungsmuster eines einzelnen Elements approximieren. Dabei werden die Verzögerungen berechnet durch:

$$d_{ia} = \frac{R_{xmt} - \sqrt{R_{xmt}^2 - (x_{ia} - x_a)^2}}{c} \quad (20)$$

wobei  $a$  der Index des Zentralelements ist,  $x_a$  die Koordinate des Zentralelements der aktiven Apertur ist,  $x_{ia}$  die Koordinate des Elements ist, dessen Verzögerung beim Senden  $d_{ia}$  berechnet wird und  $R_{xmt}$  der Radius der sphärischen Welle ist. Falls die Zahl der Elemente in der aktiven Apertur  $N_{active}$  beträgt, dann wird  $R_{xmt}$  ausgewählt, um die Bedingung zu erfüllen:

$$R_{xmt} \geq (N_{active} - 1)/2 \cdot \text{pitch} \quad (21)$$

wobei  $\text{pitch}$  die Distanz ist zwischen den Mittelpunkten von zwei Nachbarelementen in dem Feld. Die Indizes der Elemente sind relativ zu dem Index des Zentralelements und sie sind gegeben durch:

$$i_a = -(N_{active} - 1)/2 \dots (N_{active} - 1)/2 \quad (22)$$

[0037] Der Einfachheit halber ist  $N_{active}$  gewöhnlich eine ungerade Zahl, um die Gegenwart eines Zentralelements sicher zu stellen. Die Verzögerungen beim Empfangen werden berechnet durch die Formel (8), unter der Annahme, dass das sendende Element die Koordinate  $x_a$  hat.

[0038] Das Ergebnis der Verwendung mehrfacher Elemente beim Senden liegt darin, dass das Signal-/Rauschverhältnis erhöht wird. Sei die Zahl der Übertragungen  $N_{xmt}$  und die Zahl der Empfänger-elemente  $N_{rcv}$ , dann ist das Signal/Rauschverhältnis proportional zu:

$$SNR \sim \sqrt{N_{xmt} \cdot N_{rcv}} \quad (23)$$

[0039] Falls die Zahl der Elemente in der aktiven Sub-Apertur  $N_{active}$  ist, dann wird SNR proportional zu:

$$SNR \sim \sqrt{N_{active} \cdot N_{xmt} \cdot N_{rcv}}$$

[0040] Damit ergibt sich unter Verwendung einer aktiven Apertur beim Senden mit  $N_{active} = 11$  ein um 11 dB erhöhtes Signal-/Rauschverhältnis.

[0041] Unter Verwendung dieses Ansatzes kann ein kontinuierliches Bild, welches aus einer Anzahl von gleichzeitig strahlgeformten Zeilen besteht, hergestellt werden mit der Puls-Wiederhol-Frequenz des emittierten Ultraschalls, womit ermöglicht wird, einer Gewebebewegung zu folgen.

[0042] Durch Verwendung eines Feld-Transducers kann ein Sektor-Abtastbild hergestellt werden.

[0043] Unter Verwendung eines Matrix-Transducers kann ein volumetrisches Bild hergestellt werden.

[0044] Unter Verwendung mehrerer Transducer-Elemente während der Übertragung kann ein verbessertes Signal-/Rauschverhältnis erhalten werden.

[0045] Unter Verwendung einer rekursiven Bilderzeugung können Geschwindigkeitsbilder verbessert werden und Geschwindigkeitsverteilungen können im ganzen Bild aufgefunden werden.

#### Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0046] **Fig. 1** zeigt ein schematisches Blockdiagramm der Hauptkomponenten des Systems.

[0047] **Fig. 2** zeigt ein Sektorbild, welches erzeugt wurde mit einem phasierten linearen Feld-Transducer.

[0048] **Fig. 3** zeigt ein Strahlungsmuster eines einzelnen Transducer-Elements.

[0049] **Fig. 4** zeigt die Distanz, die von den Ultraschallsignalen zurückgelegt wird von jedem der Transducer-Elemente zu einem Punkt P.

[0050] **Fig. 5** zeigt eine Verzögerungsberechnung. Der Referenzpunkt ist  $O(0,0)$ . Der Brennpunkt  $f(x_f, z_f)$  liegt auf der gegenwärtigen Abtastgeraden L. Die z-Koordinate der Transducer-Elemente ist null und sie wird der Einfachheit halber in den Darstellungen nicht verwendet.

[0051] **Fig. 6** zeigt die Erzeugung eines synthetischen Sende-Apertur-Bildes. Das schwarze Quadrat gibt die Position des Elements an, welches für eine Emission verwendet wurde.

[0052] **Fig. 7** zeigt eine Annäherung des Strahlungsmusters für ein einziges Element mit einer Sub-Apertur, die 11 Elemente enthält. Die Indizes der Elemente sind relativ zum Mittelpunkt der Sub-Apertur.

[0053] **Fig. 8** zeigt den Anregungspuls, welcher in den Simulationen verwendet wurde.

[0054] **Fig. 9** zeigt eine Veranschaulichung der Bezeichnung in den Graphen der Punkt-Spreiz-Funktion. Die Anzahl der Abtastzeilen bestimmt den Winkel.

[0055] **Fig. 10** zeigt die Beziehung zwischen der Anzahl der ausgelassenen Elemente zwischen zwei Emissionen und der Anzahl von Emissionen. In dieser Figur ist ein lineares Feld mit 7 Transducer-Elementen gezeigt. Die Anzahl der Elemente, die ausgelassen werden, beträgt 2, womit 3 Emissionen erhalten werden.

[0056] **Fig. 11** zeigt eine Punkt-Spreiz-Funktion eines synthetischen Sende-Feld-Fokussiersystems.  $N_{xmt} = 64$ ,  $N_{active} = 1$

[0057] **Fig. 12** zeigt eine Punkt-Spreiz-Funktion eines synthetischen Sende-Feld-Fokussiersystems.  $N_{xmt} = 13$ ,  $N_{active} = 1$ .

[0058] **Fig. 13** zeigt eine Punkt-Spreiz-Funktion eines synthetischen Sende-Feld-Fokussiersystems.  $N_{xmt} = 64$ ,  $N_{active} = 11$ .

[0059] **Fig. 14** zeigt eine Punkt-Spreiz-Funktion eines synthetischen Sende-Feld-Fokussiersystems.  $N_{xmt} = 64$ ,  $N_{active} = 11$ . Sende-Apodisierung wird angewandt.

#### Beschreibung der bevorzugten Ausführungsformen

[0060] In **Fig. 1** ist ein Beispiel einer bevorzugten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung gezeigt. Diese Ausführungsform der Erfindung findet ihre Anwendung im diagnostischen medizinischen Ultraschall.

[0061] Ein typisches Beispiel ist eine Visualisierung von den Organen im menschlichen Körper oder die Bestimmung eines Blutflusses.

[0062] In **Fig. 1** wird der besondere Aufbau der Messvorrichtung selbst schematisch angezeigt. Er umfasst einen Generator oder Pulser **1**, einen Sendestrahlerzeuger **2** zum Auswählen der Transmissionselemente, einen linearen Feld-Ultraschallemitter-Transducer **3**, einen linearen Feld-Ultraschallempfänger-Transducer **5**, einen Empfängerstrahlerzeuger **6**, der Signale vom empfangenden Transducer **5** empfängt, und einen Aktualisierungs-Prozessor zum rekursiven Aktualisieren der Bilder.

[0063] Der Pulser **1** erzeugt ein gepulstes Spannungssignal mit sinusförmigen Oszillationen bei einer Frequenz



von 3 MHz in jedem Puls, welches dem Sendestrahlerzeuger **2** zugeführt wird. Der Sendestrahlerzeuger **2** trennt das Signal von dem Pulser in eine Vielzahl von Signalen auf, welche einem oder mehreren der entsprechenden Elemente des emittierenden Transducer-Feldes **3** zugeführt werden. Der Sendestrahlerzeuger **2** kann die Signale zu jedem oder einigen der Elemente des Transducer-Feldes **3** einzeln abschwächen und verzögern. Der Ultraschall wird dann vom Objekt **4** reflektiert und von den Elementen des Transducer-Feldes **5** empfangen. All diese Signale werden dann kombiniert, um alle der Strahlen in dem Bild zu fokussieren sowohl beim Senden als auch beim Empfangen im Strahl-Prozessor **6**, und die gleichzeitig fokussierten Signale werden verwendet zum Aktualisieren des Bildes im Prozessor **7**.

[0064] In der bevorzugten Ausführungsform wird derselbe lineare Feld-Transducer verwendet sowohl zum Senden als auch Empfangen des gepulsten Ultraschall-Feldes. Er besteht aus 64 Elementen mit einer Elementbreite von 0,26 mm und einer Beabstandung zwischen benachbarten Elementen von 0,03 mm. Die Höhe der Elemente beträgt 10 mm.

[0065] Simulationen dokumentieren die Wirkungsweise der Vorrichtung experimentell. Die Simulation wird durchgeführt unter Verwendung des Puls-Antwortverfahrens, das von Tupholme und von Stepanishen [5] entwickelt wurde in der Implementierung, die von Jensen und Svendsen [7] entwickelt wurde. Die hohe Genauigkeit dieser Vorgehensweise, im Vergleich zu Messungen, wird in Jensen [8] beschrieben. Die Veröffentlichung zeigte, dass die Simulationen innerhalb von 1% der gemessenen Ultraschallfelder waren. Der Simulationsansatz kann angewandt werden für gepulste Felder und wird verwendet zum dreidimensionalen Modellieren der Antwort auf mehrfache Streuer.

[0066] In der bevorzugten Ausführungsform werden einzelne Elemente nacheinander gepulst und die empfangenen Signale werden auf allen Elementen des Transducers gemessen. Die Ultraschallstrahlen werden dann fokussiert sowohl beim Senden als auch Empfangen in allen Richtungen des Bildes. Nach jeder Emission wird die alte Information von der vorherigen Emission mit dem Element subtrahiert und neue Information wird hinzugefügt. Das Bild wird auf diese Weise kontinuierlich aktualisiert.

[0067] Die Simulationsparameter sind in Tabelle 1 und Tabelle 2 aufgelistet. Eine Abtastfrequenz von  $f = 105$  MHz wird für die Simulationen verwendet, um eine hohe Genauigkeit in den numerischen Berechnungen des akustischen Feldes zu erhalten. Beim Erzeugen der Ergebnisse wird das Signal jedoch 10 Mal vermindert nach der Strahlformung. Der Anregungspuls, der verwendet wird, ist in **Fig. 8** gezeigt.

[0068] Die Punkt-Spreiz-Funktion (psf) gibt die Qualität des Ultraschallsystems detailliert an. Sie wurde erhalten durch Platzieren eines Punkt-Streuers vor den Transducer und zum Erzeugen eines B-Modus-Bildes (senden – reflektieren – empfangen). Die RF-Zeilen werden Einhüllende-detektiert durch eine Hilbert-Transformation und logarithmisch komprimiert.

[0069] Die dargestellten Bilder sind um  $90^\circ$  phasenversetzte Feldbilder. Der Abtastungs-Umwandlungsalgorithmus führt eine bi-lineare Interpolation durch, bevor die Bilder angezeigt werden.

[0070] Die Graphen der Punkt-Spreiz-Funktion werden erzeugt durch Annehmen des Maximalwerts des Einhüllende-detektierten Signals (siehe **Fig. 9**). In den Zeichnungen bezeichnen RANGE die maximale axiale Distanz vom Transducer, START und END bestimmen den Tiefenbereich für die Punkt-Spreiz-Funktionen. Eine axiale Distanz zeigt die Tiefe, bei der das Maximum des Signals gefunden wird.

[0071] Ein anderer Parameter, der in den Figuren angegeben ist, ist die "Anzahl von ausgelassenen Elementen". Sie gibt an, wie viele Emissionen durchgeführt wurden, bevor dasselbe Element wiederverwendet wird. Die Beziehung zwischen diesen Parametern ist in **Fig. 10** angegeben.

[0072] Die Elemente werden stets beim Senden in derselben Reihenfolge verwendet. Das bedeutet z. B. in **Fig. 10**, dass die Emissionsreihenfolge in der Zeit 1, 4, 7, 1, 4, 7 ist. Dies ist notwendig, wenn Gleichung (12) zur Bilderzeugung verwendet wird, weil sie ein Subtrahieren der Information von der vorangegangenen Emission beinhaltet. Wenn jedoch Gleichung (15) verwendet wird, können die Elemente "verschränken" und weisen verschiedene Emissionsmuster auf, z. B. 1, 4, 7, 2, 5, 3, 6, 1, 4, 7. Die empfangenen Signale werden nicht gewichtet (d. h. es gibt keine Apodisierung beim Senden).

[0073] **Fig. 11** zeigt die psf für 64 Emissionen mit jeweils einem Element. Eine Verminderung der Anzahl von sendenden Elementen auf 13 ergibt die psf, die in **Fig. 12** gezeigt ist. Die Daten für die psf's sind in Tabelle 3 gezeigt.

[0074] Um die Durchdringungstiefe und das Signal-/Rauschverhältnis zu vermindern, kann mehr als ein Element während des Sendens verwendet werden. Die Vorstellung ist, eine sphärische Welle zu senden mit elf Elementen. Ein Hanning-Fenster wird angewandt auf die Amplituden der sendenden Elemente. Die empfangenen Signale werden nicht gewichtet (es wird keine Sende-Apodisierung angewandt). **Fig. 13** die gleiche psf für 64 Emissionen, und **Fig. 14** zeigt, wenn Apodisierung während der Emissionen verwendet wird. Die Daten der psf's sind in Tabelle 4 gezeigt.

## Tabellen

Systemparameter	Bezeichnung	Wert	Einheit
Schallgeschwindigkeit	c	1540	m/s
Zentrale Anregungsfrequenz	$f_0$	3	MHz
Zentrale Anregungswellenlänge	$\lambda_0$	0,51333	mm
Abtastfrequenz	$f_s$	105	MHz
Oszillationsperioden	$N_{osc}$	3	

Tabelle 1: Allgemeine Parameter

Transducer-Parameter	Bezeichnung	Wert	Einheit
Zentrale Transducer-Frequenz	$f_0^{(tr)}$	3	MHz
Teilung	pitch	0,257	mm
Breite eines einzelnen Elements	w	0,227	mm
Kerf	$Krf$	0,030	mm
Höhe des Elements	h	10	mm
Zahl der Empfangselemente	$N_{rev}$	64	
Relative zweiseitige -6 dB Bandbreite	$B$	$\geq 70$	%

Tabelle 2: Parameter des simulierten phasierten Feld-Transducers

Zahl der Emissionen	-3 dB Bandbreite	-40 dB Bandbreite	Position der Gitterstrahlungskeule	Gitterstrahlungskeulen-Niveau
64	1,01°	5,03°	-	-
22	1,01°	5,03°	$\pm 40^\circ$	-58 dB
13	1,01°	5,03°	$\pm 20^\circ$	-54 dB
10	1,01°	5,03°	$\pm 16^\circ$	-51 dB
8	1,01°	5,03°	$\pm 13^\circ$	-48 dB
dB	1,01°	5,03°	$\pm 10^\circ$	-45 dB

Tabelle 3: Die Punkt-Spreiz-Funktion eines Systems mit  $N_{active} = 1$ 

Zahl der Emissionen	-3 dB Bandbreite	-40 dB Bandbreite	Position der Gitterstrahlungskeule	Gitterstrahlungskeulen-Niveau
64	1,01°	5,03°	-	-
13	1,01°	5,03°	$\pm 20^\circ$	-53 dB
8	1,01°	5,03°	$\pm 130^\circ$	-48 dB

Tabelle 4: Die Punkt-Spreiz-Funktion eines Systems mit  $N_{active} = 11$ .**Patentansprüche**

1. Vorrichtung zum Erfassen von Bildern eines Objekts (4), wobei die Vorrichtung umfasst: einen Generator (1) zum Generieren von Anregungssignalen von mehrfachen Pulsen von Wellenenergie und einen emittierenden Transducer (3) mit einer Vielzahl von Transducer-Elementen zum Umformen der Anregungssignale in Pulse von Wellenenergie und für jeden Puls der Wellenenergie, Verwenden von einzelnen ausgewählten Transducer-Elementen zum Emittieren der Pulse von Wellenenergie in Richtung des Objekts (4), einen empfangenden Transducer (5) mit einer Vielzahl von empfangenden Transducer-Elementen zum Empfangen, von dem Objekt (4), von Signalen, die erzeugt werden durch eine Interaktion zwischen den emittierten Pulsen von Wellenenergie und dem Objekt, einen Empfangsstrahlbilder (6) zum individuellen Verzögern und Verarbeiten von Signalen von der Vielzahl von empfangenden Transducer-Elementen relativ zueinander,

und einen Prozessor (7) zum Verarbeiten verzögerter Signale von der Vielzahl von empfangenden Transducer-Elementen, um Bilder des Objekts zu bilden, wobei eine vorbestimmte Anzahl von verarbeiteten und verzögerten Signalen verwendet werden, um ein Bild zu bilden, das angezeigt werden soll,

**dadurch gekennzeichnet**, dass die angezeigten Bilder aktualisiert werden mit einer Anzahl, die geringer ist als die vorbestimmte Anzahl von verarbeiteten und verzögerten Signalen, welche verwendet werden, um ein Bild zu bilden, und dass die so aktualisierten Bildern wiedergegeben werden.

2. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei angezeigte Bilder aktualisiert und angezeigt werden nach jeder Energieemission.

3. Vorrichtung gemäß Anspruch 2, wobei fokussierte gleichzeitige Strahlen aktualisiert werden nach jeder Emission von Energie gemäß

$$S_1^{(n-1)}(t) = \sum_{m=(n-N_{xmt})}^{n-1} a_{k(m)} \cdot s_{lk(m)}^{(m)}(t)$$

$$S_1^{(n)}(t) = \sum_{m=(n-N_{xmt}+1)}^n a_{k(m)} \cdot s_{lk(m)}^{(m)}(t)$$

$$S_1^{(n)} - S_1^{(n-1)} + a_{k(n)} \cdot S_{lk(n)}^{(n)}(t) - a_{k(n-N_{xmt})} \cdot S_{lk(n-N_{xmt})}^{(n-N_{xmt})}(t)$$

wobei  $s_{lk}^{(n)}$  das strahlgebildete Signal bei der Emission  $n$  ist mit einem Element  $k$  für die Bildzeile 1,  $a_{k(m)}$  ein Gewichtskoeffizient ist und  $N_{xmt}$  die Anzahl der Übertragungen zwischen zwei Emissionen mit dem gleichen Element ist.

4. Vorrichtung gemäß Anspruch 3, wobei die fokussierten gleichzeitigen Strahlen aktualisiert werden nach jeder Energieemission gemäß

$$S_1^{(n)}(t) = c_1 \cdot S_1^{(n-1)} + c_2 \cdot s_{lk}^{(n)}(t) \quad (24)$$

wobei  $c_1$  und  $c_2$  Gewichtskoeffizienten sind.

5. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei die Wellenenergie Schallenergie darstellt.

6. Vorrichtung gemäß Anspruch 5, wobei die Schallenergie Ultraschallenergie darstellt.

7. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei die Wellenenergie elektromagnetische Energie darstellt.

8. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei eine Anzahl von Transducer-Elementen gleichzeitig während einer Übertragung verwendet wird.

9. Vorrichtung gemäß Anspruch 8, wobei die fokussierten Strahlen aktualisiert werden nach jeder Energieemission.

10. Vorrichtung gemäß Anspruch 9, wobei die fokussierten Strahlen aktualisiert werden nach jeder Energieemission gemäß

$$S_1^{(n-1)}(t) = \sum_{m=(n-N_{xmt})}^{n-1} a_{k(m)} \cdot s_{lk(m)}^{(m)}(t)$$

$$S_1^{(n)}(t) = \sum_{m=(n-N_{xmt}+1)}^n a_{k(m)} \cdot s_{lk(m)}^{(m)}(t)$$

$$S_1^{(n)} - S_1^{(n-1)} + a_{k(n)} \cdot S_{lk(n)}^{(n)}(t) - a_{k(n-N_{xmt})} \cdot S_{lk(n-N_{xmt})}^{(n-N_{xmt})}(t)$$

wobei  $s_{lk}^{(n)}$  das strahlgebildete Signal bei der Emission  $n$  mit einem Element  $k$  für die Bildzeile 1 ist,  $a_{k(m)}$  ein Gewichtskoeffizient ist und  $N_{xmt}$  die Anzahl der Übertragungen zwischen zwei Emissionen mit dem gleichen

Element ist.

11. Vorrichtung gemäß Anspruch 9, wobei die fokussierten Strahlen aktualisiert werden nach jeder Energieemission gemäß

$$S_1^{(n)}(t) = c_1 \cdot S_1^{(n-1)} + c_2 \cdot s_k^{(n)}(t) \quad (25)$$

wobei  $c_1$  und  $c_2$  Gewichtungskoeffizienten sind.

12. Vorrichtung gemäß Anspruch 9, wobei die Wellenenergie Schallenergie darstellt.

13. Vorrichtung gemäß Anspruch 9, wobei die Schallenergie Ultraschallenergie darstellt.

14. Vorrichtung gemäß Anspruch 9, wobei die Wellenenergie elektromagnetische Energie darstellt.

15. Verfahren zum Erfassen von Bildern eines Objekts (4), wobei das Verfahren umfasst:  
Erzeugen von Anregungssignalen von mehrfachen Pulsen von Wellenenergie,  
Transformieren, unter Verwendung eines emittierenden Transducers (3) mit einer Vielzahl von Transducer-Elementen, der Anregungssignale in Pulse von Wellenenergie und, für jeden Puls von Wellenenergie, unter Verwendung von einzelnen ausgewählten Transducer-Elementen zum Emittieren der Pulse von Wellenenergie auf das Objekt hin,  
Empfangen von dem Objekt, unter Verwendung eines Transducers (5) mit einer Vielzahl von Transducer-Elementen, von Signalen, die erzeugt werden durch Interaktion zwischen den emittierenden Pulsen von Wellenenergie und dem Objekt,  
Verzögern und Verarbeiten von Signalen von der Vielzahl von empfangenden Transducer-Elementen auf individueller Basis relativ zueinander, Verarbeiten verzögerter Signale von der Vielzahl von empfangenden Transducer-Elementen, um Bilder des Objekts zu bilden, wobei eine vorbestimmte Anzahl von verarbeiteten und verzögerten Signalen verwendet wird, um ein Bild zu bilden, und Anzeigen des so gebildeten Bildes, dadurch gekennzeichnet, dass die angezeigten Bilder aktualisiert werden mit einer Anzahl, welche kleiner ist als die vorbestimmte Anzahl von verarbeiteten und verzögerten Signalen, die verwendet werden, um das Bild zu bilden, und die so aktualisierten Bilder angezeigt werden.

16. Verfahren gemäß Anspruch 15, wobei die Bilder aktualisiert und angezeigt werden nach jeder Energieemission.

17. Verfahren gemäß Anspruch 16, wobei die fokussierten gleichzeitigen Strahlen aktualisiert werden nach jeder Energieemission gemäß

$$S_1^{(n-1)}(t) = \sum_{m=(n-N_{xmt})}^{n-1} a_{k(m)} \cdot s_{lk(m)}^{(m)}(t)$$

$$S_1^{(n)}(t) = \sum_{m=(n-N_{xmt}+1)}^n a_{k(m)} \cdot s_{lk(m)}^{(m)}(t)$$

$$S_1^{(n)} - S_1^{(n-1)} + a_{k(n)} \cdot S_{lk(n)}^{(n)}(t) - a_{k(n-N_{xmt})} \cdot S_{lk(n-N_{xmt})}^{(n-N_{xmt})}(t)$$

wobei  $s_k^{(n)}$  das strahlgebildete Signal bei der Emission  $n$  mit einem Element  $k$  für die Bildzeile 1 ist,  $a_{k(m)}$  ein Gewichtungskoeffizient ist und  $N_{xmt}$  die Anzahl der Übertragungen zwischen zwei Emissionen mit dem gleichen Element ist.

18. Verfahren gemäß Anspruch 17, wobei die fokussierten gleichzeitigen Strahlen aktualisiert werden nach jeder Energieemission gemäß

$$S_1^{(n)}(t) = c_1 \cdot S_1^{(n-1)} + c_2 \cdot s_k^{(n)}(t) \quad (24)$$

wobei  $c_1$  und  $c_2$  Gewichtungskoeffizienten sind.

19. Verfahren gemäß Anspruch 15, wobei die Wellenenergie Schallenergie darstellt.

20. Verfahren gemäß Anspruch 19, wobei die Schallenergie Ultraschallenergie darstellt.

21. Verfahren gemäß Anspruch 15, wobei die Wellenenergie elektromagnetische Energie darstellt.

22. Verfahren gemäß Anspruch 15, wobei eine Anzahl von Transducer-Elementen gleichzeitig verwendet wird während einer Übertragung.

23. Verfahren gemäß Anspruch 22, wobei die fokussierten Strahlen aktualisiert werden nach jeder Energieemission.

24. Verfahren gemäß Anspruch 23, wobei die fokussierten Strahlen aktualisiert werden nach jeder Energieemission gemäß

$$S_1^{(n-1)}(t) = \sum_{m=(n-N_{xmt})}^{n-1} a_{k(m)} \cdot s_{lk(m)}^{(m)}(t)$$

$$S_1^{(n)}(t) = \sum_{m=(n-N_{xmt}+1)}^n a_{k(m)} \cdot s_{lk(m)}^{(m)}(t)$$

$$S_1^{(n)} - S_1^{(n-1)} + a_{k(n)} \cdot S_{lk(n)}^{(n)}(t) - a_{k(n-N_{xmt})} \cdot S_{lk(n-N_{xmt})}^{(n-N_{xmt})}(t)$$

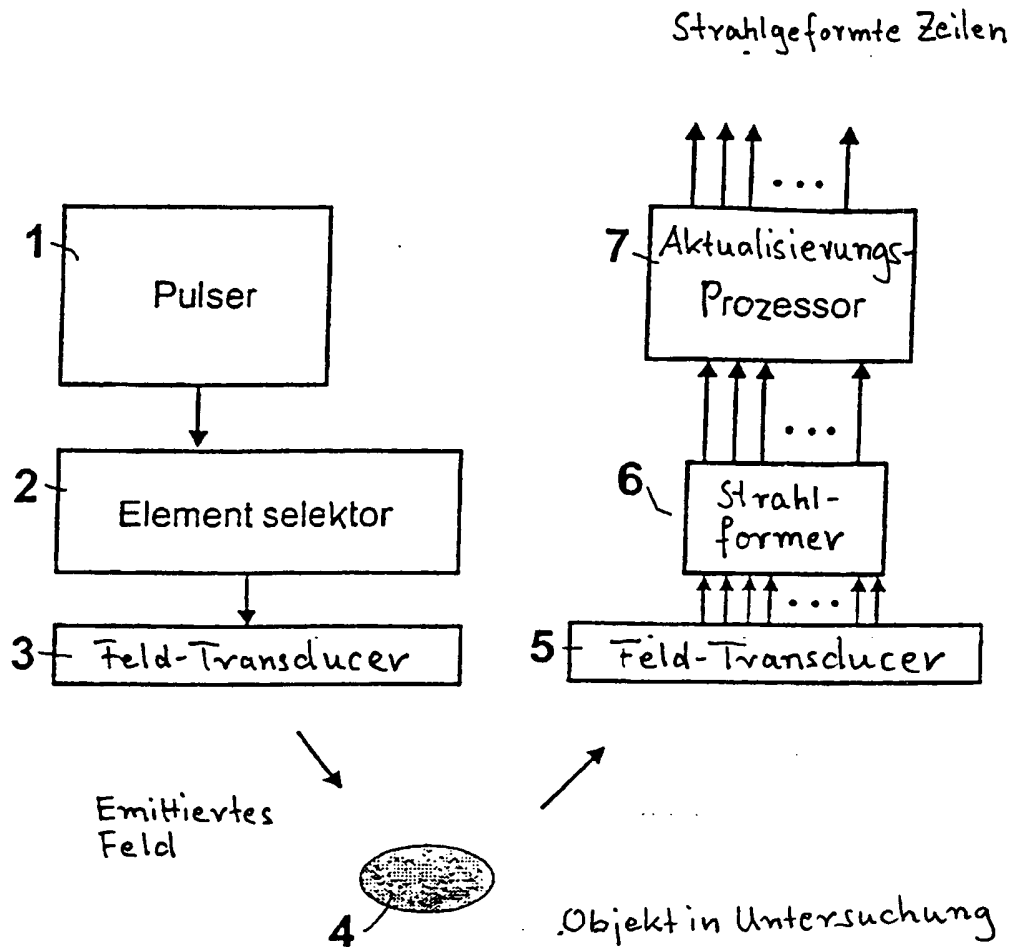
wobei  $s_{lk}^{(n)}$  das strahlgebildete Signal bei der Emission  $n$  mit einem Element  $k$  für die Bildzeile 1 ist,  $a_{k(m)}$  ein Gewichtskoeffizient ist und  $N_{xmt}$  die Anzahl der Übertragungen zwischen zwei Emissionen mit dem gleichen Element ist.

25. Verfahren gemäß Anspruch 23, wobei die fokussierten Strahlen aktualisiert werden nach jeder Energieemission gemäß

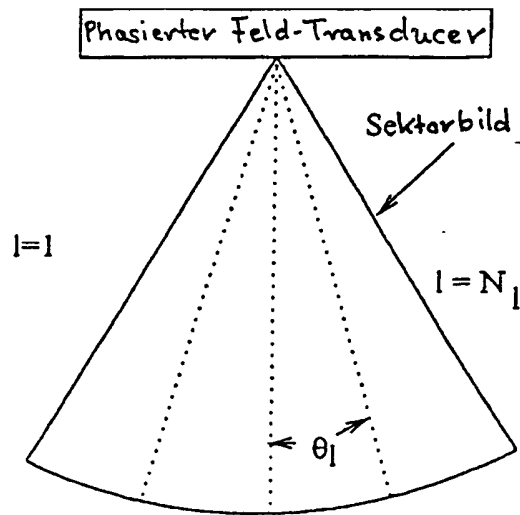
$$S_1^{(n)}(t) = c_1 \cdot S_1^{(n-1)} + c_2 \cdot s_{lk}^{(n)}(t) \tag{25}$$

wobei  $c_1$  und  $c_2$  Gewichtskoeffizienten sind.

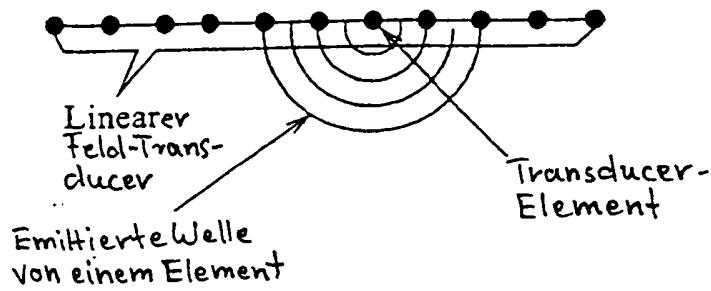
Es folgen 9 Blatt Zeichnungen



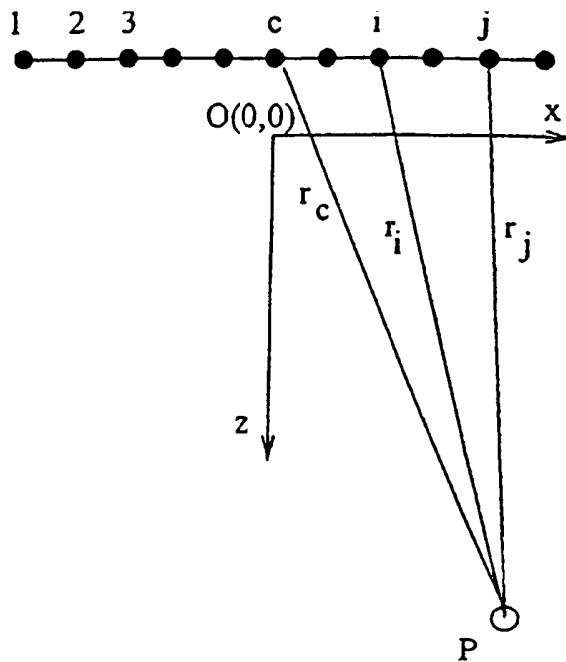
Figur 1: Schematisches Blockdiagramm der Hauptkomponenten des Systems.



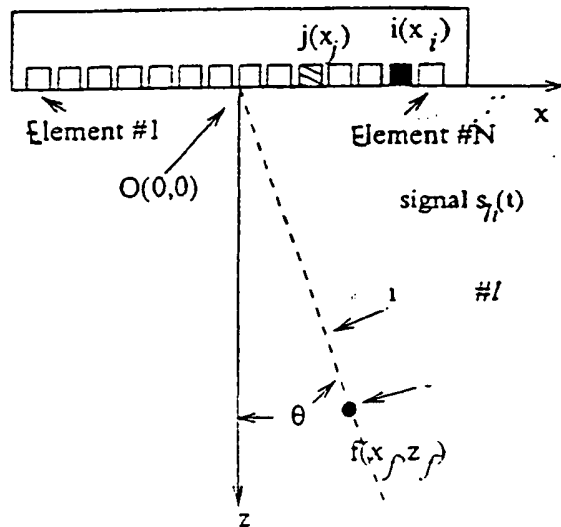
Figur 2: Sektorbild, welches erzeugt wurde mit einem phasierten linearen Feld-Transducer.



Figur 3: Strahlungsmuster eines einzelnen Transducer-Elements.

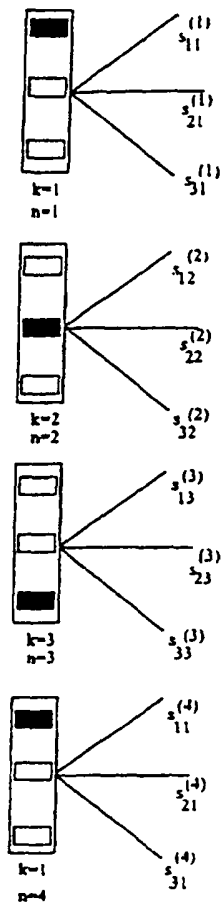


Figur 4: Distanz, die von den Ultraschallsignalen zurückgelegt wird von jedem der Transducer-Elemente zu einem Punkt P.



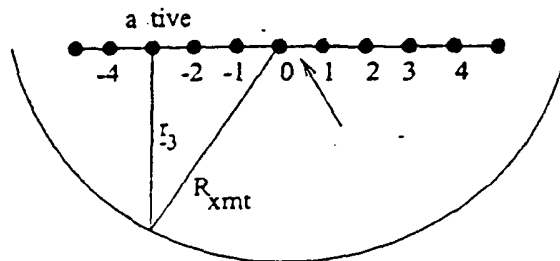
Figur 5: Verzögerungsberechnung. Der Referenzpunkt ist  $O(0,0)$ . Der Brennpunkt  $f(x_f, z_f)$  liegt auf der gegenwärtigen Abtastgeraden L. Die z-Koordinate der Transducer-Elemente ist null und sie wird der Einfachheit halber in den Darstellungen nicht verwendet.



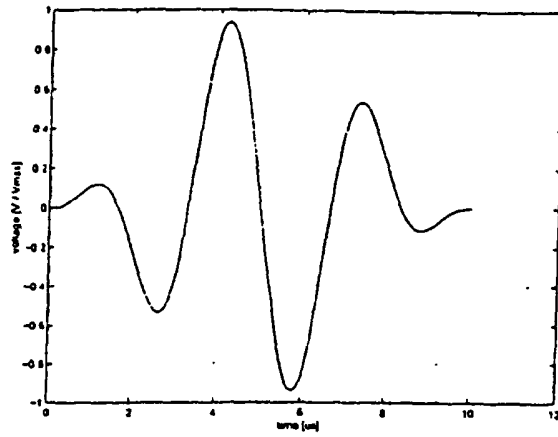


Figur 6: Erzeugung eines synthetischen Sende-Aperture-Bildes. Das schwarze Quadrat gibt die Position des Elements an, welches für eine Emission verwendet wurde.

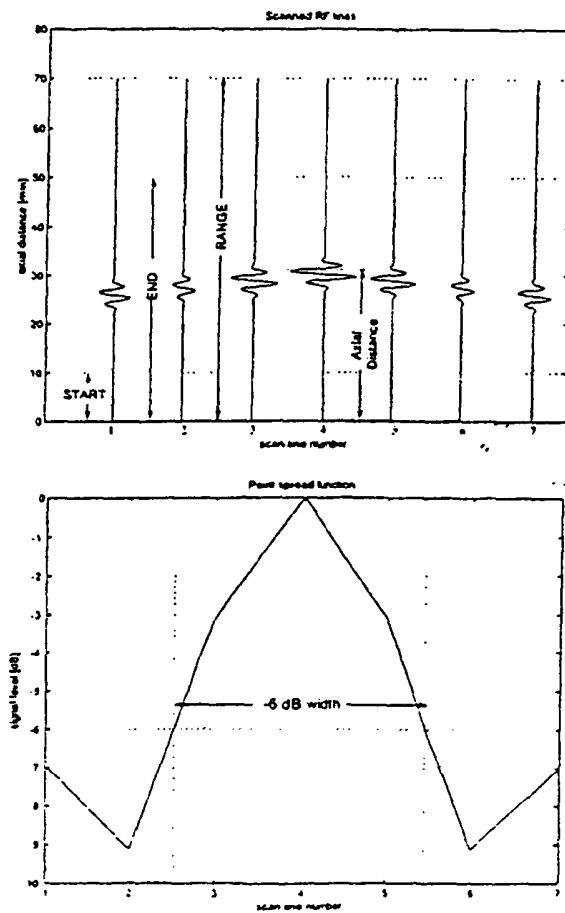
..



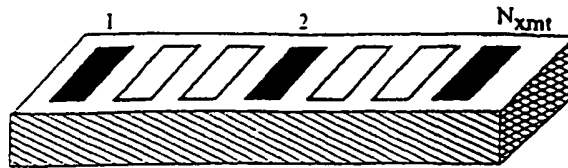
Figur 7: Annäherung des Strahlungsmusters für ein einziges Element mit einer Sub-Aperture, die 11 Elemente enthält. Die Indices der Elemente sind relativ zum Mittelpunkt der Sub-Aperture.



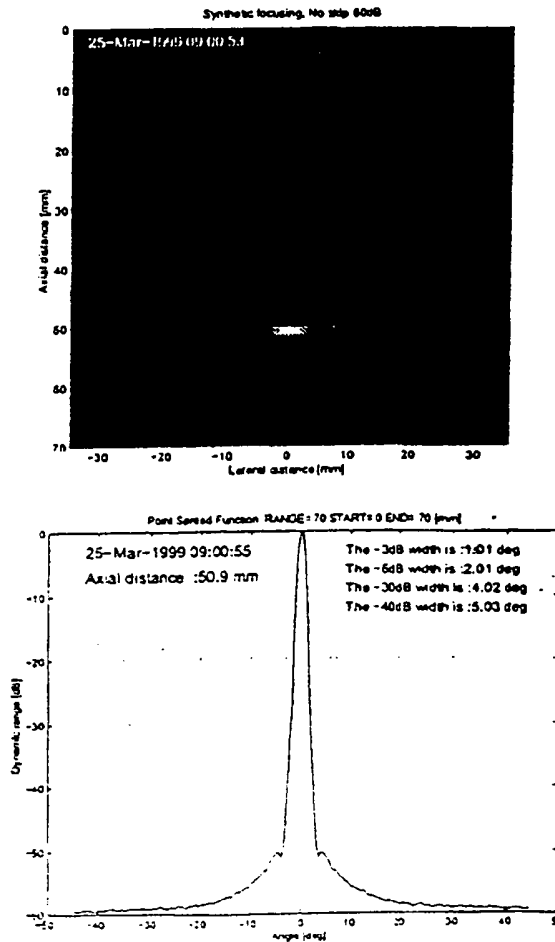
Figur 8: Der Anregungspuls, welcher in den Simulationen verwendet wurde.



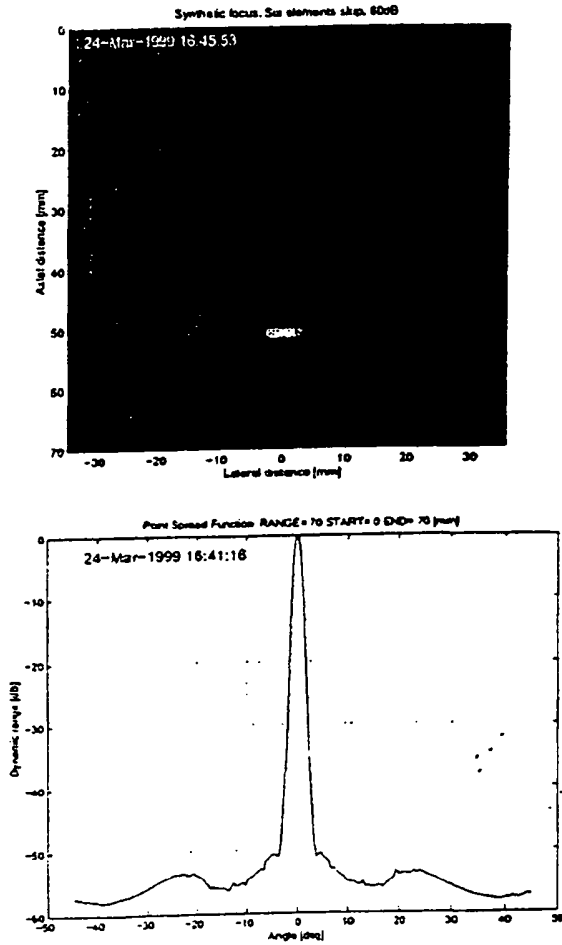
Figur 9: Veranschaulichung der Bezeichnung in den Graphen der Punkt-Spreiz-Funktion. Die Anzahl der Abtastzeilen bestimmt den Winkel.



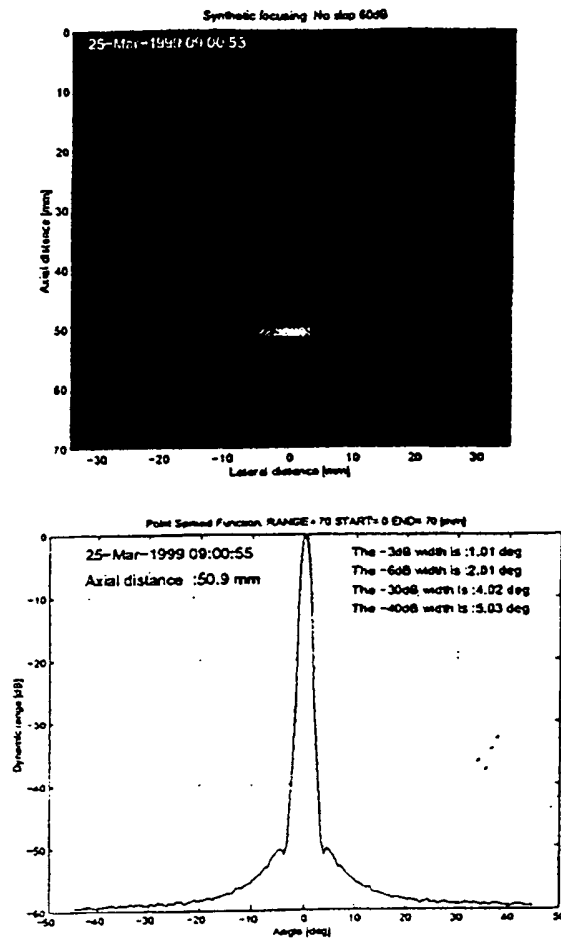
Figur 10: Beziehung zwischen der Anzahl der ausgelassenen Elemente zwischen zwei Emissionen und der Anzahl von Emissionen. In dieser Figur ist ein lineares Feld mit 7 Transducer-Elementen gezeigt. Die Anzahl der Elemente, die ausgelassen werden, beträgt 2, womit 3 Emissionen erhalten werden.



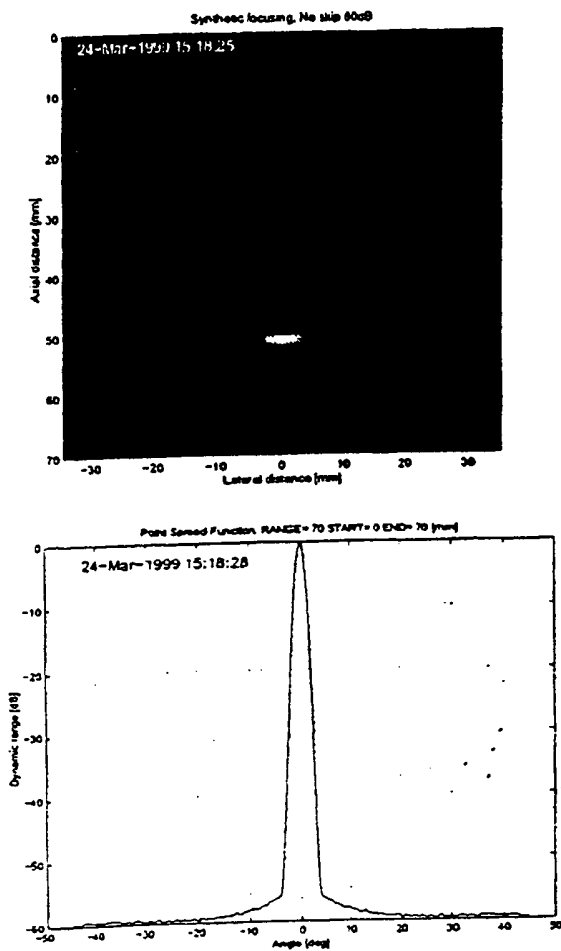
Figur 11: Punkt-Spreiz-Funktion eines synthetischen Sende-Feld-Fokussiersystems.  $N_{xmt} = 64$ ,  $N_{active} = 1$ .



Figur 12: Punkt-Spreiz-Funktion eines synthetischen Sendefeld-Fokussiersystems.  $N_{xmt} = 13$ ,  $N_{active} = 1$ .



Figur 13: Punkt-Spreiz-Funktion eines synthetischen Sende-Feld-Fokussiersystems.  $N_{xmi} = 64$ ,  $N_{active} = 11$ .



Figur 14: Punkt-Spreiz-Funktion eines synthetischen Sende-Feld-Fokussiersystems.  $N_{xmt} = 64$ ,  $N_{active} = 11$ . Sende-Apodisierung wird angewandt.