



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 103 41 730 A1** 2004.03.25

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **103 41 730.3**  
(22) Anmeldetag: **08.09.2003**  
(43) Offenlegungstag: **25.03.2004**

(51) Int Cl.7: **A61B 8/00**  
**H04R 17/00**

(30) Unionspriorität:  
**238523**                      **09.09.2002**                      **US**

(74) Vertreter:  
**Blumbach, Kramer & Partner GbR, 81245**  
**München**

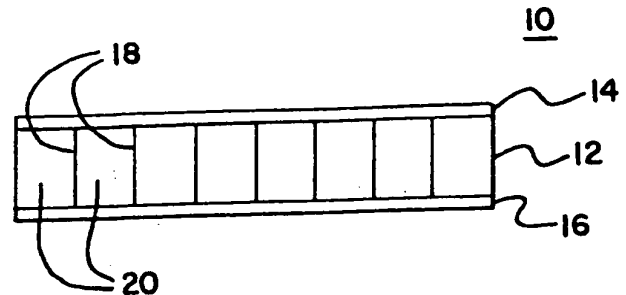
(71) Anmelder:  
**Acuson Corp., Mountain View, Calif., US**

(72) Erfinder:  
**He Cai, Anming, San Jose, Calif., US; Thomas,**  
**Lewis J., Palo Alto, Calif., US**

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

(54) Bezeichnung: **Mehrfachmuster-Transducerarray und Verfahren zu deren Verwendung**

(57) Zusammenfassung: Transducer für verschiedene Arraykonfigurationen und Verfahren zur Verwendung der Transducer werden geschaffen. Eine Elektrodenschicht auf einer Seite der Transducervorrichtung definiert ein eindimensionales Array von Elementen. Eine Elektrodenschicht auf einer gegenüberliegenden Seite der Transducervorrichtung definiert ein mehrdimensionales Array. Beispielsweise kann eine Transducervorrichtung für ein zweidimensionales Imaging und ein dreidimensionales Imaging in Antwort auf die eindimensionale und mehrdimensionale Arrayelektrodenkonfiguration verwendet werden. Ein dreidimensionales Imaging und zweidimensionales Imaging in Echtzeit kann mit einem einzelnen Transducer gebildet werden. Gemäß einem anderen Beispiel haben die Elemente, die durch einen Elektrodenaufbau definiert sind, einen anderen Oberflächenbereich als die Elemente, die durch den anderen Elektrodenaufbau definiert sind. Die verschiedenen Konfigurationen auf gegenüberliegenden Seiten der Transducervorrichtungen können den gleichen Typ aufweisen (beispielsweise beide eindimensionale Arrays oder verschiedene Typen aufweisen).



## Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft einen Transducer für ein Ultraschall-Imaging. Insbesondere werden vielseitige Transducer-Array Konfigurationen geschaffen.

[0002] Für das Ultraschallabtasten (Scanning) einer zweidimensionalen Ebene innerhalb eines Patienten, wird eine eindimensionale Anordnung (auch als eindimensionales Array bezeichnet) von Transducerelementen verwendet. Für eine eindimensionale Anordnung werden eine Mehrzahl von Elementen entlang einer Azimutrichtung beabstandet. Die Elemente sind durch Elektroden definiert. Eine obere Erdungsflächeelektrode bedeckt die gesamte Anordnung, und die Elektroden, die entlang der Azimutrichtung am Boden des Transducermaterials beabstandet wird, definieren die spezifischen Elemente. Jedes Element ist von einem anderen Element mit ungefähr der halben Wellenlänge beabstandet, die für das Abtasten unter Winkeln von der Transduceranordnung verwendet wird. Für das lineare Abtasten oder für ein anderes Abtasten können unterschiedliche Abstände zwischen den Zentren der Elemente verwendet werden, beispielsweise ein Abstand mit voller Wellenlänge. Andere Transducer liefern mehrdimensionale Anordnungen von Elementen. Beispielsweise werden 1,5 dimensionale oder zweidimensionale Arrays von Elementen geschaffen. Wie bei einer eindimensionalen Anordnung definieren die Elektroden auf einer Bodenseite des Transducermaterials die spezifischen Elemente mit der Masseebene (Massefläche) auf einer oberen Seite des Transducermaterials.

[0003] Orthogonale Anordnungen (Arrays) können mit einem einzelnen Transducer gebildet werden. Auf einer oberen Seite des Transducermaterials ist beispielsweise eine eindimensionale Anordnung von Elementen, die durch Elektroden definiert sind, entlang einer ersten Richtung gebildet. Auf einer gegenüberliegenden Seite des Transducermaterials ist eine eindimensionale Anordnung von Elektroden entlang einer orthogonalen Richtung beabstandet. Der Transducer ist betreibbar, um zwei unterschiedliche orthogonale Ebenen abzutasten. Eine Schicht der Elektroden ist geerdet, während die andere Schicht der Elektroden zur Erzeugung einer akustischen Energie verwendet wird, als eine erste eindimensionale Anordnung. Die Elektroden, die für das erste eindimensionale Array aktiv sind, sind geerdet, während die zuvor geerdeten Elektroden mit Systemkanälen verbunden sind, für ein Abtasten mit einer zweiten orthogonalen eindimensionalen Anordnung.

[0004] Die Erfindung ist durch Folgende Ansprüche definiert, und nichts in diesem Abschnitt soll eine Beschränkung dieser Ansprüche darstellen. Einführend weisen die im folgenden beschriebenen bevorzugten Ausführungsbeispiele Transducer mit unterschiedlichen Arraykonfigurationen auf, und Verfahren zur Verwendung der Transducer. Eine Elektrodenschicht auf einer Seite einer Transducervorrichtung definiert

ein eindimensionales Array von Elementen. Eine Elektrodenschicht auf einer gegenüberliegenden Seite der Transducervorrichtung definiert ein mehrdimensionales Array. Eine Transducervorrichtung kann beispielsweise für ein zweidimensionales Imaging und ein dreidimensionales Imaging verwendet werden, in Antwort auf eindimensionale und mehrdimensionale Arrayelektrodenkonfigurationen. Ein dreidimensionales Imaging und ein zweidimensionales Imaging in Echtzeit können mit einem einzelnen Transducer geschaffen werden. Gemäß einem anderen Beispiel haben Elemente, die durch einen Einelektrodenaufbau definiert sind, einen anderen Oberflächenbereich auf, als Elemente, die durch eine andere Elektrodenkonfiguration definiert sind. Die verschiedenen Konfigurationen auf gegenüberliegenden Seiten der Transducervorrichtungen können den gleichen Typ aufweisen (beispielsweise beide eindimensionale Arrays) oder unterschiedliche Typen. Der Zweck von getrennt definierten ein- und zweidimensionalen Arrays liegt im allgemeinen in der Abstimmung der Auflösung in dem 2D-Array auf den Fokus und die Steuerung in Elevationsrichtung.

[0005] Weitere Aspekte und Vorteile der Erfindung werden im folgenden in Verbindung mit bevorzugten Ausführungsbeispielen beschrieben.

[0006] Die Komponenten und die Figuren sind nicht notwendigerweise maßstabsgetreu, stattdessen sollen die Prinzipien der Erfindung hervorgehoben werden. Darüber hinaus werden in den Figuren gleiche Bezugsziffern für entsprechende Bestandteile verwendet. Es zeigen:

[0007] **Fig. 1** eine Seitenansicht eines Ausführungsbeispiels eines Transducers;

[0008] **Fig. 2** und **3** jeweils eine Ansicht von oben und von unten des Ausführungsbeispiels des Transducers gemäß **Fig. 1**;

[0009] **Fig. 4** ein Blockdiagramm gemäß einem Ausführungsbeispiel eines Systems, das irgendeines der verschiedenen Ausführungsbeispiele der Transducer verwendet; und

[0010] **Fig. 5** ein Ablaufdiagramm gemäß einem Ausführungsbeispiel eines Verfahrens zur Verwendung eines Transducers mit Mehrfachkonfigurationen.

[0011] Eine Transduceranordnung mit verschiedenen Elementkonfigurationen liefert ein Abbilden (Imaging) mit unterschiedlichen Eigenschaften. Beispielsweise ist eine Transducerarray aus eindimensionalen Elementen durch eine Elektrodenschicht auf einer Seite der Transducervorrichtung definiert. Eine Elektrodenschicht auf einer gegenüberliegenden Seite der Transducervorrichtung definiert eine andere Konfiguration, beispielsweise ein zweidimensionales oder mehrdimensionales Array von Elementen. In alternativen Ausführungsbeispielen definiert eine Elektrodenschicht auf einer Seite ein Array entlang einer gleichen Anzahl oder einer unterschiedlichen Anzahl von Richtungsarrays, wie die gegenüberliegende Seite, jedoch mit einer unterschiedlichen Beabstan-

dung oder Elementenbereichsform.

[0012] **Fig. 1** zeigt ein Ausführungsbeispiel eines Transducers **10**. Der Transducer **10** weist eine Transducervorrichtung **12** und zwei Elektrodenschichten **14** und **16** auf. Zusätzliche oder andere Komponenten können gebildet sein, beispielsweise Anpassungsschichten, Verstärkungsschichten, Linsenmaterial oder andere Ultraschalltransducermaterial oder Komponenten.

[0013] Die Transducervorrichtung **12** weist ein Keramikmaterial auf, ein piezoelektrisches Material, eine flexible Membran, eine elektrostatische Vorrichtung, einen kapazitiven Membranultraschalltransducer (CMUT), oder andere bekannte oder zukünftige Vorrichtungen zur Umwandlung zwischen akustischer und elektrischer Energie. Wenn die Transducervorrichtung **12** ein piezoelektrisches oder keramisches Material ist, trennt eine Mehrzahl von Kerben **18** oder Dicing-Kanäle die Transducervorrichtung in eine Mehrzahl von Subelemente **20**. In alternativen Ausführungsbeispielen weist die Transducervorrichtung **12** ein Verbundmaterial aus Epoxydharz oder anderen Materialien und piezoelektrischen Materialien auf. Die Kerben **18** können gebildet werden, jedoch kann Epoxydharz zur Trennung des akustisch aktiven Keramikmaterials verwendet werden. Für eine Membran oder eine CMUT-Transducervorrichtung, können Kerben **18** zur akustischen Isolation der Subelemente **20** gebildet sein. Beispielsweise enthält irgendein gegebenes Element eine Mehrzahl von Membranen, die von den Elementen nicht gemeinsam verwendet werden, so dass das Substrat, das die Membranen trennt, eine akustische Isolation zwischen den Subelementen **20** bildet.

[0014] Die Elektrodenschichten **14** und **16** weisen aufgebrauchte Anschlüsse auf, beispielsweise abgechiedene Metallschichten. Ebenso kann geklebtes oder gebondetes leitfähiges Material verwendet werden. Gemäß einem Ausführungsbeispiel weisen eine oder beide Elektrodenschichten **14** und **16** flexible Schaltungsmaterialien auf, mit leitfähigen Streifen oder Beschichtungen. In alternativen Ausführungsbeispielen weisen die Elektrodenschichten **14** und **16** Drähte oder andere leitfähige Materialien auf, die allgemein bekannt sind oder zukünftig zur Verwendung mit der Transducervorrichtung **12** entwickelt werden.

[0015] Eine Elektrodenschicht **14** ist auf einer anderen (gegenüberliegenden) Seite der Transducervorrichtung **12** angeordnet, als die andere Elektrodenschicht **16**. Beispielsweise weist die Elektrodenschicht **14** eine obere Elektrodenschicht auf, die benachbart zur Haut eines Patienten platziert ist, und durch die akustische Energie an den Patienten gesendet oder von diesem empfangen wird. Die andere Elektrodenschicht **16** ist eine untere Elektrodenschicht (Bodenelektrodenschicht), beispielsweise benachbart zu einem Verstärkungsmaterial zur Begrenzung weiterer Übertragung an akustische Energie. In einer Membran oder einem CMUT-Transducer **10** sind die Elektrodenschichten **14** und **16** auf gegenü-

berliegenden Seiten einer Membranspalte oder einer Spalte zwischen dem Substrat und der flexiblen Membran gebildet. Beispielsweise ist eine oder sind beide Elektrodenschichten **14** und **16** innerhalb oder zwischen der Membran und dem Substrat gebildet. In der hier verwendeten Weise gehören zu den Elektroden auf gegenüberliegenden Seiten einer Transducervorrichtung Elektroden innerhalb des Spaltes zwischen dem Substrat und der Membran, eine oder mehrere Elektroden auf einer oberen Fläche einer Membran, oder eine Elektrode am Boden des Substrats. Für keramisches oder piezoelektrisches Material kann eine oder es können mehrere der Elektrodenschichten **14**, **16** teilweise innerhalb des Keramikmaterials sein. Eine Spannungsdifferenz zwischen den Elektrodenschichten **14** und **16** erzeugt eine Reduzierung oder Erweiterung der Transducervorrichtung, beispielsweise eine Kompression oder Expansion eines Keramiks oder eine Bewegung der Membran zu einem Substrat hin und von diesem weg.

[0016] Die Elektrodenschichten **14**, **16** sind gemustert, um Arrays (Anordnungen) von unterschiedlichen Konfigurationen zu bilden. Die Muster werden durch Trennschleifen (Dicing), Abscheiden, Maskieren oder durch andere bekannte oder zukünftig entwickelte Verarbeitungen gebildet, um ein Array von Elektroden (Elektrodenanordnung) zu definieren. Die unterschiedlichen Muster von zwei Elektrodenschichten **14**, **16** stehen in Zusammenhang mit Anordnungen der gleichen Richtungserstreckung, beispielsweise unterschiedliche eindimensionale Arrays, oder Arrays unterschiedlicher Richtungserstreckung, beispielsweise eindimensionale Arrays und mehrdimensionale Arrays. **Fig. 2** zeigt eine Draufsicht des Transducers **10** und das in Zusammenhang stehende Muster (durchgezogene Linien) der ersten Elektrodenschicht **14**. Die Musterung der Elektrodenschicht **14** liefert eine eindimensionale Anordnung von Elementen **22**. Jedes der Elemente **22** steht mit einem oder mit mehreren Subelementen **20** der Transducervorrichtung **12** in Zusammenhang. Beispielsweise enthalten die Elemente **22** an jedem Ende des eindimensionalen Arrays ein einzelnes Subelement **20**. Jede Elektrode und das in Zusammenhang stehende Elemente **22** ist durch Kerben **18** getrennt. Gemäß diesem Beispiel weist jedes der Elemente **22** in einem zentralen Bereich der eindimensionalen Anordnung eine Mehrzahl von Subelementen **20** auf, die entlang der Elevationsrichtung beabstandet sind. Beispielsweise weist das mittige Element **24** sechs Subelemente **20** entlang der Elevationsrichtung auf. Darüber hinaus können unterschiedliche oder weniger Subelemente verglichen mit den Elektrodenanordnungen, gebildet sein, beispielsweise eine Mehrzahl von Subelemente für jedes Element oder für unterschiedliche Elemente **22** eines eindimensionalen Arrays. Obwohl neunundzwanzig Elemente **22** für die Elektrodenschicht **14** gezeigt sind, können mehr oder weniger Elemente gebildet werden.

[0017] Gemäß einem Ausführungsbeispiel ist jedes der Elemente **22** mit ungefähr einer halben Wellenlängenseparation zwischen den Zentren der Elemente gebildet. Die Wellenlänge ist eine Funktion der beabsichtigten Frequenz der Verwendung und der Bandbreite des Transducers **10**. Die eindimensionale Anordnung der Elemente **22** definiert eine Abtastebene entlang der Azimutrichtung für das Abtasten entlang Abtastzeilen lotrecht oder unter Winkeln zu der Anordnung. Gemäß alternativen Ausführungsbeispielen wird eine Wellenlänge oder eine andere Beabstandung zwischen den Elementen **22** zum Abtasten mit Abtastzeilen und einem lotrechten Winkel (normalen Winkel) zum Transducers **10** gebildet.

[0018] **Fig. 3** zeigt eine Ansicht des Transducers **10** und der Elektrodenschicht **16** von unten. Die Elektrodenschicht **16** ist gemustert (durchgezogene Linien), um eine zweidimensionale Konfiguration oder Array von Elementen **22** zu bilden. Andere mehrdimensionale Anordnungen der Elemente können gebildet werden, beispielsweise 1,25, 1,5, 1,75 oder andere verschiedene Kombinationen von  $N \times M$  Elementen, wobei  $N$  und  $M$  größer als 1 sind. Anordnungen können verwendet werden, wobei  $N$  und/oder  $M$  gleich 1 sind. In alternativen Ausführungsbeispielen weist ein mehrdimensionales Elektrodennmuster irgendein Muster von Elektroden auf, mit mehr als einem Element entlang zweier unterschiedlicher Richtungen für mindestens einen Teil der Erstreckung der Anordnung. Jede im Moment bekannte oder zukünftig entwickelte mehrdimensionale Arraykonfiguration und damit in Zusammenhang stehende Elektrodennmuster können verwendet werden.

[0019] Jedes der Elemente **22** weist zwei Subelemente **20** der Transducervorrichtung **12** auf. Die Kerben **18** definieren das Muster und trennen die Subelemente **20**. In alternativen Ausführungsbeispielen weisen die unterschiedlichen Elemente **22** eine andere Anzahl von Subelementen **20** auf, als andere Elemente **22**. Das eindimensionale Arraymuster ist mit einer gestrichelten Linie gezeigt, und erstreckt sich jenseits der Apertur (Öffnung), die durch das Muster der Elektrodenschicht **16** definiert wird. In alternativen Ausführungsbeispielen weist die Elektrodenschicht **16** die gesamte Transducervorrichtung **12** auf, oder sie erstreckt sich wie die Elektrodenschicht **12**. In einem noch anderen alternativen Ausführungsbeispiel erstreckt sich die Elektrodenschicht **16** jenseits der Erstreckung der Elektrodenschicht **12**.

[0020] Da die Elemente von mehrdimensionalen Arrays dazu neigen einen kleineren Oberflächenbereich aufzuweisen, als bei eindimensionalen Anordnungen, muss aufgrund der größeren Impedanz eine größere Spannung verwendet werden, um die Elemente anzusteuern. In einem Ausführungsbeispiel ist die Elektrodenschicht **16**, die als eine mehrdimensionale Anordnung konfiguriert ist, auf einem Boden der Transducervorrichtung **12** positioniert, vom Patienten abgewandt. Bei einer Positionierung am Boden dient die Transducervorrichtung **16** als ein elektrischer Iso-

lator zwischen dem Patienten und der Elektrodenschicht **16**. Gemäß alternativen Ausführungsbeispielen ist eine mehrdimensionale Transducerarray-Elektrodenschicht **16** oben auf der Transducervorrichtung **12** gebildet.

[0021] Das Elektrodenschichtmuster auf einer Seite kann eine andere Größe der Elektroden aufweisen, als auf der anderen Seite. Ein Oberflächenbereich der Elektroden **22** der ersten Schicht **14** ist beispielsweise anders, als der Oberflächenbereich der Elektroden **22** der gegenüberliegenden Elektrodenschicht **16**. In Ausführungsbeispielen gemäß **Fig. 2** und **3** ist der Oberflächenbereich der Elektrode **22** der eindimensionalen Anordnung der ersten Schicht **14** dreimal so groß wie der Oberflächenbereich der Elektrode **22** der mehrdimensionalen Anordnung der gegenüberliegenden Elektrodenschicht **16**. Andere relative Oberflächenbereiche können gebildet werden.

[0022] Als eine Beispieldifferenz haben die Elektroden **22** verschiedener Schichten **14**, **16** den gleichen oder einen anderen Oberflächenbereich mit einer unterschiedlichen Elevationserstreckung oder Länge jedes Elements **22**. Beispielsweise haben die Elemente **22** des eindimensionalen Arrays der ersten Schichtelektroden **14** gemäß **Fig. 2** eine größere Elevationslänge, als die Elemente eines eindimensionalen oder mehrdimensionalen Arrays, die durch die andere Elektrodenschicht **16** definiert wird. Die Elektrodenschicht **16** kann eine eindimensionale Anordnung entlang der gleichen Azimutrichtung und der Elemente **22** der eindimensionalen Anordnung der Schicht **14** bilden, kann sich jedoch nur über die halbe Distanz oder einen anderen Bruchteil der Elevationsdistanz erstrecken. Zwei oder drei in Elevationsrichtung beabstandete Reihen von Elementen mit kürzerer Elevationslänge, können als eine 1,25, 1,5 oder 1,75 dimensionale Anordnung gebildet werden, die die Elektrodenschicht **16** verwenden. Gemäß einem alternativen Ausführungsbeispiel ist eine orthogonale eindimensionale Anordnung durch das Muster der Elektrodenschicht **16** mit einer Nichtquadrat-Transducervorrichtung **12** definiert, oder die Elevationserstreckung der Anordnung (Arrays) erstreckt sich entlang der Azimutrichtung der eindimensionalen Anordnung der Elektrodenschicht **12**. Bei einer Erstreckung über die gesamte Fläche der Transducervorrichtung **12** ist die Erstreckung des Elements **22** der oberen Schicht **14** in Elevationsrichtung kleiner als die Elevationserstreckung der eindimensionalen Anordnung, die durch die untere Elektrodenschicht **16** gebildet wird. Verschiedene Kombinationen von mehrdimensionalen, eindimensionalen Elementen mit unterschiedlicher Länge können gebildet werden.

[0023] Die Azimutrichtung der Elektroden und die in Zusammenhang stehenden Elemente **22** ist gleich oder verschieden für die unterschiedlichen Elektrodenschichten **14**, **16**. Beispielsweise wie in den **Fig. 2** und **3** gezeigt, sind die Elemente **22** der eindimensionalen Array-Elektrodenschicht **14** gleich der halben

Länge, bei einer Zentrum-Zentrum Beabstandung oder Abtastung, verglichen mit dem Abstand der Elektroden **22** der mehrdimensionalen Arrayelektrodenschicht **16**. Da die Anzahl der Elemente **22** durch die Anzahl von Sende- oder Empfangsstrahlformkanälen oder durch die Anzahl an Kabeln begrenzt sein kann, können Elemente mit größerer Größe oder mit mehr Beabstandung für das mehrdimensionale Abbilden (Imaging) verwendet werden, um die erforderliche Anzahl an Kanälen zu reduzieren. Mehrdimensionales Imaging kann eine begrenzte Strahlsteuerung verwenden, um Gitterkeulen zu verhindern. Für ein zweidimensionales Abbilden mit größerer Auflösung verwendet das eindimensionale Array, das durch die Elektrodenerschicht **14** definiert ist, eine halben Längenwellenbeabstandung der Elemente **22**. Die Halbe oder andere Wellenlängenbeabstandungen können für jedes der mehrdimensionalen Anordnungen verwendet werden. Gemäß einem anderen Beispiel einer anderen Azimutlänge arbeitet eine mehrdimensionale oder eine eindimensionale Anordnung, die durch eine erste Schicht **14** definiert ist, bei einer anderen Mittenfrequenz, als die eindimensionale oder mehrdimensionale Anordnung der Elemente **22**, die durch die andere Elektrodenerschicht **16** definiert sind. Die Elemente **22** beider Schichten **14**, **16** stehen mit einer Abtastung bei halber Wellenlänge oder einer (vollen) Wellenlänge in Zusammenhang, sind jedoch für die Verwendung mit unterschiedlichen Frequenzen vorgesehen.

[0024] Die Elektroden **22** des Musters einer Elektrodenerschicht **14** haben die gleichen oder eine andere Form, als die Elektroden **22** der anderen Elektrodenerschicht **16**. **Fig. 2** zeigt beispielsweise Elemente und in Zusammenhang stehende Elektroden **22** mit einer rechteckigen Form, und **Fig. 3** zeigt die Elemente und die in Zusammenhang stehenden Elektroden **22** mit einer im wesentlichen quadratischen Form. Andere Beispiele umfassen Elektroden **22** jeder Elektrodenerschicht **14**, **16** mit unterschiedlichen Formen umfassend eine rechteckige, quadratische, dreieckige, hexagonale oder unterschiedliche Kombinationen davon. Beispielsweise ist eine mehrdimensionale Anordnung von quadratischen oder rechteckigen Elementen und Elektroden **22** in einer ersten Schicht **14** gebildet, und eine mehrdimensionale Anordnung mit dreieckigen oder hexagonalen Elementen und in Zusammenhang stehende Elektroden **22** sind in der anderen Schicht **16** gebildet. Gemäß einem noch anderen Ausführungsbeispiel sind die Elemente und die in Zusammenhang stehenden Elektroden **22**, die mit einer zweidimensionalen Anordnung in Zusammenhang stehen, im wesentlichen ein Quadrat auf einer Elektrodenerschicht **14**, und eine 1,5 dimensionale Konfiguration von im wesentlichen rechteckigen Elementen und in Zusammenhang stehender Elektroden **22** ist durch die andere Elektrodenerschicht **16** definiert. Die Form, die Größe, der Oberflächenbereich und andere Eigenschaften der Elektrode **22** und in Zusammenhang stehende Elemente oder Kombinati-

onen der Subelemente **20** werden für eine gewünschte Abbildung (Imaging) optimiert, beispielsweise als zweidimensionales oder dreidimensionales Imaging mit lotrechten oder nicht-lotrechten Abtastzeilen bei irgendeiner von verschiedenen Frequenzen und in Zusammenhang stehenden Bandbreiten. [0025] Die Trennung zwischen den Elektroden **22** jeder Schicht **14** und **16** ist im Zusammenhang mit einer Kerbe **18** in der Transducervorrichtung **12** oder mit einer anderen akustischen Isolation, beispielsweise ein Raum zwischen Membranen auf einem Substrat für ein CMUT. Die Kerben zur anderweitigen akustischen Isolation werden zu einem gleichen Zeitpunkt gebildet, indem das gleiche Verfahren verwendet wird, wie zur Bildung der Elektroden **22** oder sie werden zu unterschiedlichen Zeitpunkten gebildet, indem die gleichen oder andere Verarbeitungen verwendet werden. Durch Ausrichten der akustischen Isolation innerhalb der Transducervorrichtung **12** und der elektrischen Separation der Elektroden **22** werden akustisch und elektrisch isolierte Elemente für jede der Elektrodenmuster gebildet. Die akustischen Isolationen für ein Elektrodenmuster kann in einer Mehrzahl von Subelementen **20** resultieren, die an einer gleichen Elektrode **22** des anderen Elektrodenmusters angebracht sind.

[0026] Gemäß einem Ausführungsbeispiel ist eine Linse benachbart zu der oberen Elektrodenerschicht **14** positioniert, beispielsweise benachbart zu einer Anpassungsschicht, die an die Elektrodenerschicht **14** gebondet ist. Die Linse liefert einen mechanischen Fokus in eine oder mehrere Richtungen. Beispielsweise liefert die Linse einen Elevationsfokus, der in Zusammenhang steht mit einer eindimensionalen Anordnung, die durch die Elektrodenerschicht **14** definiert ist, wie in **Fig. 2** gezeigt. Zur Abbildung mit dem anderen Array, das durch die andere Elektrodenerschicht **16** definiert ist, wie in **Fig. 3** ist, werden die Verzögerungen, die für die Strahlformkanäle verwendet werden, eingestellt, um den mechanischen Fokus zu berücksichtigen. Die Verzögerungen, die von den Sende- oder Empfangsstrahlformen verwendet werden, berücksichtigen beispielsweise den mechanischen Fokus. Gemäß alternativen Ausführungsbeispielen ist die Linse konkav oder konvex, wodurch ein mechanische Fokus in einer Mehrzahl von Richtungen bereitgestellt wird. Der Strahlformer verzögert unter Berücksichtigung des mechanischen Fokus in irgendeiner von verschiedenen Richtungen, als Funktion der Konfiguration oder Musters der Elektroden **22**, die für das Senden und Empfangen verwendet werden.

[0027] Die Transducer **10** gemäß irgendeinem der oben diskutierten verschiedenen Ausführungsbeispiele werden innerhalb des Ultraschallsystems **30**, wie in **Fig. 4** gezeigt, verwendet. Die Transducer **10** können mit unterschiedlichen Ultraschallsystemen verwendet werden. Das Ultraschallsystem **30** weist den Transducer **10** auf, einen oder mehrere Schalter **32** und optional einen Sende- und Empfangsschalter

**32**, einen Sendestrahlförder **36** und einen Empfangsstrahlformer **38**. Darüber hinaus können verschiedene oder weniger Komponenten gebildet werden.

[0028] Die Schalter **32** enthalten analoge oder digitale ein- oder mehrpolige Schalter. Gemäß einem Ausführungsbeispiel weisen die Schalter **32** ein Netzwerk von Schaltern auf, beispielsweise wie ein Multiplexer. Die Schalter **32** sind mit den Elektroden **22** der Elektrodenschichten **14**, **16** verbindbar. Die Schalter **32** sind betreibbar, um die Elektroden **22** einer Schicht **14**, **16** zu erden und die Elektroden **22** der anderen Schicht **16**, **14** mit Systemkanälen zu verbinden, beispielsweise mit Sende- und Empfangsstrahlformerkanälen oder Kabeln. Die Schalter **32** erlauben einer Schicht **14**, **16** selektiv mit den Systemkanälen verbunden zu werden, während die andere Schicht **16**, **14** geerdet ist. Die Schalter **32** können auch eine Auswahl einer Nebenöffnung (Sub-Apertur) oder von weniger als allen der Elektroden **22** einer Schicht erlauben, um mit den Systemkanälen verbunden zu werden. Beispielsweise ist eine größere Anzahl von Elektroden **22** auf einer Schicht **14**, **16** gebildet, als Kabel oder Systemkanäle verfügbar sind. Ein Nebensatz der Elemente wird zur Verbindung mit den Kabeln und den Systemkanälen ausgewählt. Für eine zweidimensionale Anordnung kann ein Ersatz-Array oder eine andere Aperturkonfiguration verwendet werden. Gemäß alternativen Ausführungsbeispielen werden alle Elemente einer Schicht **14**, **16** mit entsprechenden separaten Systemkanälen verbunden.

[0029] Gemäß einem Ausführungsbeispiel sind begrenzte Strahlformkomponenten, beispielsweise analoge Verzögerer und Summierer innerhalb eines Sondengehäuses mit dem Transducer **10** bereitgestellt. Die Strahlformkomponenten dienen zur teilweisen Strahlformung der Signale von einer Untergruppe der Elemente und der in Zusammenhang stehenden Elektroden **22**. Als Ergebnis können weniger Kabel und in Verbindung stehende Systemkanäle verwendet werden, als Elemente und in Zusammenhang stehende Elektroden **22** einer Schicht **14**, **16**. Derartige Strukturen sind in der US 6,126,602 offenbart, deren Offenbarung durch Bezugnahme Bestandteil der Anmeldung wird. Durch Bereitstellung von einem analogen Strahlformen innerhalb des Sondengehäuses des Transducers **10** kann eine größere Anzahl von Arrayelementen und in Zusammenhang stehende Elektroden **22** für eine mehrdimensionale Anordnung mit einer begrenzten Anzahl von Systemkanälen und Kabeln gebildet werden. Gemäß einem anderen Ansatz erlaubt ein Zeitmultiplex-Verfahren die Verwendung einer größeren Anzahl von Elementen, als Kabel vorhanden sind.

[0030] Der Sende/Empfangs-Schalter **34** weist einen analogen oder digitalen Schalter auf zur Auswahl zwischen Verbindungen des Transducers **10** mit dem Sendestrahlförder **36** oder mit dem Empfangsstrahlformer **38**. Der Sende/Empfangs-Schalter **34** weist

eine Mehrzahl von Schaltern auf, beispielsweise einen Schalter für jeden Kanal oder eine in Zusammenhang stehendes Element und einer Elektrode **22** in einer ausgewählten Öffnung. Der Sende- und Empfangsschalter ist optional. Beispielsweise ist ein Sendestrahlförder **36** mit anderen Elementen **22** verbunden, als mit dem Empfangsstrahlformer **38** oder dem Empfangsstrahlformer, und die Sendestrahlförder **36** und **38** sind als ein Gerät kombiniert.

[0031] Der Sendestrahlförder **36** weist einen oder mehrere Transistoren, Wellenformgeneratoren, Speicher, D/A-Wandler oder andere analoge oder digitale Vorrichtungen auf, die allgemein bekannt sind oder zukünftig entwickelt werden, zur Erzeugung einer unipolaren, bipolaren oder komplexeren Sendewellenform. Der Sendestrahlförder **36** kann auch eine Mehrzahl von Verzögerungen, Verstärkern und anderen Komponenten aufweisen, zur Verarbeitung einer Wellenform relativ zu einer anderen Wellenform, um entlang akustischer Abtastzeilen an unterschiedlichen Positionen und mit der gleichen oder mit unterschiedlichen Fokustiefen zu senden. Gemäß einem Ausführungsbeispiel ist der Sendestrahlförder **36** betreibbar, um das verbundene Element auf Masse zu steuern. Beispielsweise verbinden die Schalter **32** den Sendestrahlförder **36** mit den Elementen **22** einer Schicht **14**, **16**, während der Empfangsstrahlformer **38** durch die Schalter **32** mit der anderen Schicht **16**, **14** verbunden ist. Der Sendestrahlförder **36** steuert dann die verbundene Elektrode **22** auf ein Massepotential. Beispielsweise weist der Sendestrahlförder **36** einen oder mehrere Transistoren auf, die die Sendestrahlförderkanäle mit Masse verbinden. In einem alternativen Ausführungsbeispiel kann der Sendestrahlförder **36** fluten ("float"). Die Schalter **32** verbinden die Elektroden **22** mit Masse und isolieren den Sendestrahlförder **36** vor dem Empfangsstrahlformer **38**. Gemäß einem anderen alternativen Ausführungsbeispiel isolieren die Sende- und Empfangsschalter **34** den Sendestrahlförder **36** vor dem Empfangsstrahlformer **38**. Die Schalter **38** können in dem Sondengehäuse eines Transducers **10** gebildet sein, oder mit dem Ultraschallsystemgehäuse des Strahlformers **36** und Empfangsstrahlformers **38**.

[0032] Der Empfangsstrahlformer **38** weist eine Mehrzahl von analogen oder digitalen Verzögerungsgliedern, Verstärkern und anderen Komponenten auf zur dynamischen Fokussierung und Steuerung mit einer Mehrzahl von Empfangsstrahlformerkanälen. Der Empfangsstrahlformer **38** weist auch einen Summierer auf, beispielsweise einen analogen Aufsummierer oder einen digitalen Addierer zum Kombinieren der verzögerten und angepassten Signale von der Mehrzahl der Empfangskanäle. Der Empfangsstrahlformer **38** gibt eine Funkfrequenz, (eine I/Q-Information in Phase und Quadratur-Information) oder eine andere Information zur Ultraschallverarbeitung, Detektion und Imaging aus.

[0033] **Fig. 5** zeigt ein Flussdiagramm gemäß einem Ausführungsbeispiel zur Verwendung des

Transducers **10** mit unterschiedlichen Array-Konfigurationen. In Schritt 50 wird die Array-Konfiguration ausgewählt. Die Elektrodenschicht **14, 16** und die in Zusammenhang stehenden Elektroden **22**, die für das Imaging zu verwenden sind, werden ausgewählt. Eine Kombination von nichtüberlappenden Elementen und in Zusammenhang stehenden Elektroden **22** von unterschiedlichen Schichten **14, 16** können ausgewählt werden, jedoch werden vorzugsweise Elektroden **22** von einer Elektrodenschicht **14, 16** ausgewählt, um für ein akustisches Abtasten verwendet zu werden. Die Betriebsfrequenz des Sendestrahlförmers **36**, des Empfangsstrahlformers **38** und andere Systemparameter werden basierend auf der Auswahl der Schicht **14, 16** konfiguriert.

[0034] In Schritt **52** werden die nicht ausgewählten Elektroden **22**, die Elektroden **22** der Elektrodenschicht **16, 14**, die den Elektroden **22**, die zum Imaging ausgewählt sind, gegenüberliegen, oder ein Nebensatz von Elektroden **22** geerdet. Die Schalter **32** verbinden diese Elektroden **22** oder die Elektrodenschicht **14, 16** mit Masse. Alternativ steuert der Sendestrahlförder **36** die Elektroden **22** auf das Massepotential. Gemäß alternativen Ausführungsbeispielen wird eine Nichtmassespannung oder eine Nicht-null DC-Spannung an die nichtausgewählten Elemente **22** angelegt.

[0035] Die ausgewählten Elemente **22** oder die Elektrodenschicht **16, 14** sind (ist) mit einem Strahlformer verbunden, wie in Schritt **54** gezeigt. Beispielsweise sind die Elektroden **22** eine Elektrodenschicht **16, 14** mit einem Sendestrahlförder **36**, Empfangsstrahlformer **38** oder mit Kombinationen davon über Schalter **32** und den Sende- und Empfangsschalter **34** verbunden. Die Verbindung mit den Systemkanälen erlaubt die Verwendung der ausgewählten Elektroden **22** und die in Zusammenhang stehenden Elemente zur Abtastung des Patienten.

[0036] In Schritt **56** werden die ausgewählten Elektroden in Verbindung mit den geerdeten Elektroden **22** der Transducervorrichtung **12** verwendet zur Abtastung eines Patienten in Sendeoperationen, Empfangsoperationen oder Kombinationen davon. Beispielsweise werden den ausgewählten Elektroden **22** Sendewellenformen bereitgestellt. In Antwort auf die Potentialdifferenz zwischen den Elektroden **22**, die die Sendewellenformen empfangen, und den geerdeten Elektroden **22** erzeugt die Transducervorrichtung **12** eine akustische Energie, die in den Patienten gesendet wird. Für den Empfang von Information erzeugt die Transducervorrichtung **12** eine elektrische Potentialdifferenz zwischen den ausgewählten Elektroden **22** und den geerdeten Elektroden **22**. Die Potentialdifferenz wird an den Empfangsstrahlformer **38** geliefert. Gemäß einem Ausführungsbeispiel werden die gleichen ausgewählten Elektroden **22** sowohl für die Sende- als auch die Empfangsoperation verwendet. Gemäß alternativen Ausführungsbeispielen werden unterschiedliche Elektroden **22** auf einer gleichen oder auf verschiedenen Elektrodenschichten

**14, 16** zur Übertragung verwendet, als für die Empfangsoperationen verwendet werden.

[0037] Die ausgewählten Elektroden **22** können verwendet werden, zur Abtastung innerhalb einer zweidimensionalen Ebene oder eines dreidimensionalen Volumens. Gemäß alternativen Ausführungsbeispielen werden die unterschiedlichen Elektroden **22** für unterschiedliche Abtastzeilen ausgewählt, oder zur Bereitstellung von verschiedenen Aperturen als Funktion der Abtastzeile, der Fokustiefen, der gewünschten Strahleigenschaften oder anderer Variablen.

[0038] Gemäß einem Ausführungsbeispiel werden die ausgewählten Elektroden **22** und die entsprechende Elektrodenschicht **14, 16** für einen Typ des Abtastens verwendet, beispielsweise für ein zweidimensionales Imaging, indem ein eindimensionales Array verwendet wird. Eine andere Elektrodenschicht **14, 16** und in Zusammenhang stehende Elektroden **22** werden ausgewählt und in Schritt **52, 54** und **56** verwendet, für einen anderen Typ des Abtastens, beispielsweise ein Abtasten mit einem mehrdimensionalen Array in einer zweidimensionalen Ebene oder einem dreidimensionalen Volumen.

[0039] Obwohl die Erfindung im Vorangegangenen unter Bezugnahme auf verschiedene Ausführungsbeispiele beschrieben worden ist, ist es selbstverständlich, dass verschiedene Änderungen und Modifikationen vorgenommen werden können, ohne den Schutzbereich zu verlassen. Beispielsweise können unterschiedliche eindimensionale Arrays (Anordnungen) auf gegenüberliegenden Seiten der Transducervorrichtung **12** gebildet werden, indem unterschiedliche Elektrodenschichten **14, 16** gebildet werden. Gemäß einem noch anderen Ausführungsbeispiel können unterschiedliche mehrdimensionale Arrays (Anordnungen) mit Mustern, die sich mindestens in einer der oben genannten Eigenschaften unterscheiden, für die unterschiedlichen Elektrodenschichten **14, 16** verwendet werden.

[0040] Es ist folglich beabsichtigt, dass die im Vorangegangenen im einzelnen gegebene Beschreibung nur beispielhaft ein gegenwärtig bevorzugtes Ausführungsbeispiel der Erfindung verdeutlichen soll, und keine Definition der Erfindung darstellt. Dies geschieht nur in den folgenden Ansprüchen, einschließlich aller Äquivalente, die den Schutzbereich dieser Erfindung definieren sollen.

## Patentansprüche

1. Ultraschalltransducer für verschiedene Elementmuster, mit  
 einer Transducervorrichtung (**12**);  
 einer ersten Elektrodenschicht (**14**) auf einer ersten Seite der Transducervorrichtung (**12**), wobei ein erstes Muster der ersten Elektrodenschicht ein eindimensionales Array definiert; und  
 einer zweiten Elektrodenschicht (**16**) auf einer zweiten Seite der Transducervorrichtung (**12**), wobei die

zweite Seite der ersten Seite gegenüberliegt, und wobei ein zweites Muster der zweiten Elektrodenschicht ein mehrdimensionales Array definiert.

2. Transducer nach Anspruch 1, bei dem das erste Muster eine erste Mehrzahl von Elementen definiert, und das zweite Muster eine andere zweite Mehrzahl von Elementen definiert, wobei jedes der ersten Mehrzahl der Elemente einen anderen Oberflächenbereich aufweist, als jedes der zweiten Mehrzahl der Elemente.

3. Transducer nach Anspruch 1 oder 2, bei dem das zweite Muster ein zweidimensionales Array definiert.

4. Transducer nach Anspruch 1 oder 2, bei dem das zweite Muster ein 1,25, 1,5 und 1,75 dimensionales Array definiert.

5. Transducer nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem eine Elevationslänge der Elemente des ersten Musters anders ist, als eine Elevationslänge der Elemente des zweiten Musters.

6. Transducer nach einem der vorangegangenen Ansprüche, bei dem das erste Muster einer Beabstandung mit halber Wellenlänge zwischen Elementen entspricht, und das zweite Muster einer Beabstandung zwischen den Elementen mit einer Wellenlänge entspricht.

7. Transducer nach einem der vorangegangenen Ansprüche, ferner mit einer Mehrzahl von Schaltern (32), die mit der ersten und der zweiten Elektrodenschicht (14, 16) verbindbar sind, wobei die Mehrzahl der Schalter (32) betreibbar ist, um die erste oder die zweite Elektrodenschicht (14, 16) mit Masse zu verbinden, und um die andere der ersten oder zweiten Elektrodenschicht (14, 16) mit Strahlformerkälen zu verbinden.

8. Transducer nach Anspruch 7, bei dem die Mehrzahl der Schalter betreibbar sind, um einen Nebensatz der Elemente der anderen der ersten und zweiten Elektrodenschicht (14, 16) mit den Strahlformerkälen zu verbinden.

9. Transducer nach einem der vorangegangenen Ansprüche, bei dem die zweite Elektrodenschicht eine Mehrzahl von Elektroden aufweist, ferner mit mindestens einem Summierer, der mit einem Nebensatz der Mehrzahl der Elektroden verbunden ist, wobei der mindestens eine Summierer in einem Sondengehäuse mit der Transducervorrichtung (12) angeordnet ist.

10. Ultraschalltransducer für unterschiedliche Elementmuster, mit einer Transducervorrichtung (12);

einer ersten Elektrodenschicht (14) auf einer ersten Seite der Transducervorrichtung (12), wobei ein erstes Muster der ersten Elektrodenschicht erste Elemente definiert, die jeweils einen ersten Oberflächenbereich aufweisen; und einer zweiten Elektrodenschicht (16) auf einer zweiten Seite der Transducervorrichtung (12), wobei die zweite Seite der ersten Seite gegenüberliegt, und ein zweites Muster der zweiten Elektrodenschicht (16) zweite Elemente definiert, die jeweils einen anderen Oberflächenbereich aufweisen, als die ersten Elemente.

11. Transducer nach Anspruch 10, bei dem das erste Muster ein eindimensionales Array und ein zweites Muster ein mehrdimensionales Array aufweisen.

12. Transducer nach Anspruch 10, bei dem das erste Muster ein erstes mehrdimensionales Array und das zweite Muster ein zweites mehrdimensionales Array aufweist.

13. Transducer nach Anspruch 10, bei dem das erste Muster ein erstes eindimensionales Array und das zweite Muster ein zweites eindimensionales Array aufweist.

14. Transducer nach einem der Ansprüche 10 bis 13, bei dem eine Elevationslänge von Elementen des ersten Musters sich von einer Elevationslänge der Elemente des zweiten Musters unterscheidet.

15. Transducer nach einem der Ansprüche 10 bis 14, bei dem das erste Muster einer halben Wellenlängenbeabstandung zwischen den Elementen entspricht, und das zweite Muster einer Wellenlängenbeabstandung zwischen den Elementen entspricht.

16. Transducer nach einem der Ansprüche 10 bis 15, ferner mit einer Mehrzahl von Schaltern (32), die mit der ersten und zweiten Elektrodenschicht (14, 16) verbindbar sind, wobei die Mehrzahl der Schalter betreibbar ist, um die erste oder die zweite Elektrodenschicht mit Masse zu verbinden, und um die andere der ersten oder zweiten Elektrodenschicht mit Strahlformerkälen zu verbinden.

17. Verfahren zur Verwendung eines Transducerarrays mit unterschiedlichen Elektrodenkonfigurationen, mit den Schritten:

(a) Selektives Verbinden der ersten oder der zweiten Elektrode (14, 16) auf ersten oder zweiten sich gegenüberliegenden Seiten einer Transducervorrichtung mit Masse, wobei die ersten Elektroden (14) als ein eindimensionales Array und die zweiten Elektroden als ein mehrdimensionales Array gemustert sind; und

(b) Selektives Verbinden der anderen der ersten oder zweiten Elektrode (16) mit Strahlformerkälen.



18. Verfahren nach Anspruch 17, bei dem der Schritt (a) ein Erden der ersten Elektroden des eindimensionalen Arrays und der Schritt (b) das Verbinden der zweiten Elektroden des mehrdimensionalen Arrays mit den Strahlformerkanälen aufweist.

19. Verfahren nach Anspruch 17, bei dem der Schritt (a) ein Erden der zweiten Elektroden des mehrdimensionalen Arrays aufweist, und der Schritt (b) das Verbinden der ersten Elektroden des eindimensionalen Arrays mit den Strahlformerkanälen aufweist.

20. Ultraschalltransducer für unterschiedliche Elementmuster, mit  
einer Transducervorrichtung (12);  
einer ersten Elektrodenschicht (14) auf einer ersten Seite der Transducervorrichtung (12), wobei ein erstes Muster der ersten Elektrodenschicht ein erstes mehrdimensionales Array definiert; und  
eine zweite Elektrodenschicht (16) auf einer zweiten Seite der Transducervorrichtung (12), wobei die zweite Seite der ersten Seite gegenüberliegt, und ein zweites Muster der zweiten Elektrodenschicht ein zweites mehrdimensionales Array definiert, wobei das erste mehrdimensionale Array eine andere Konfiguration von Elektroden aufweist, als die zweite mehrdimensionale Anordnung.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

FIG. 1

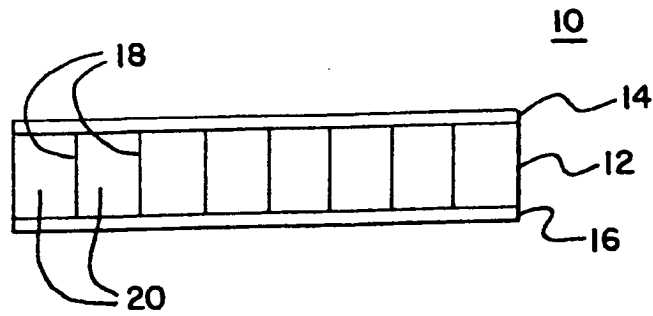


FIG. 2

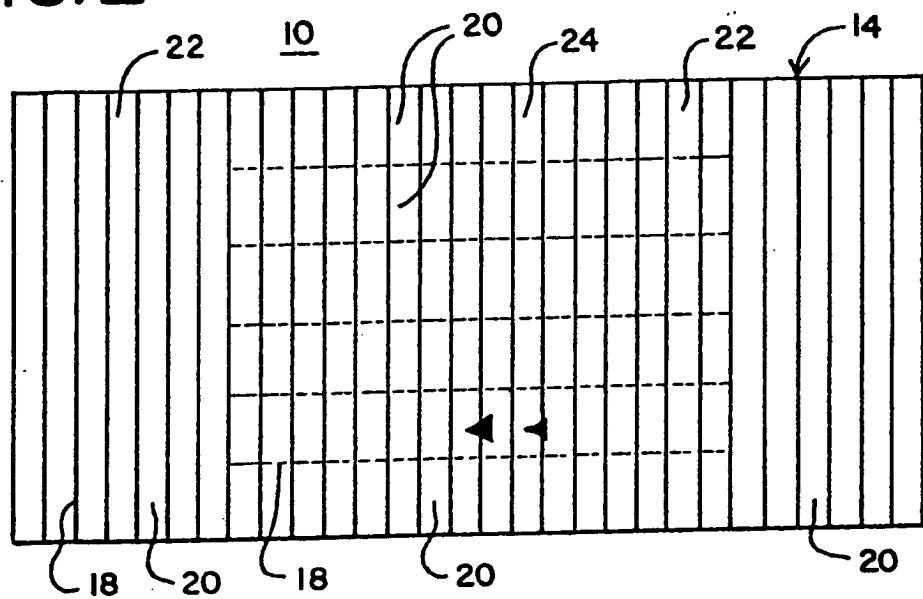


FIG. 3

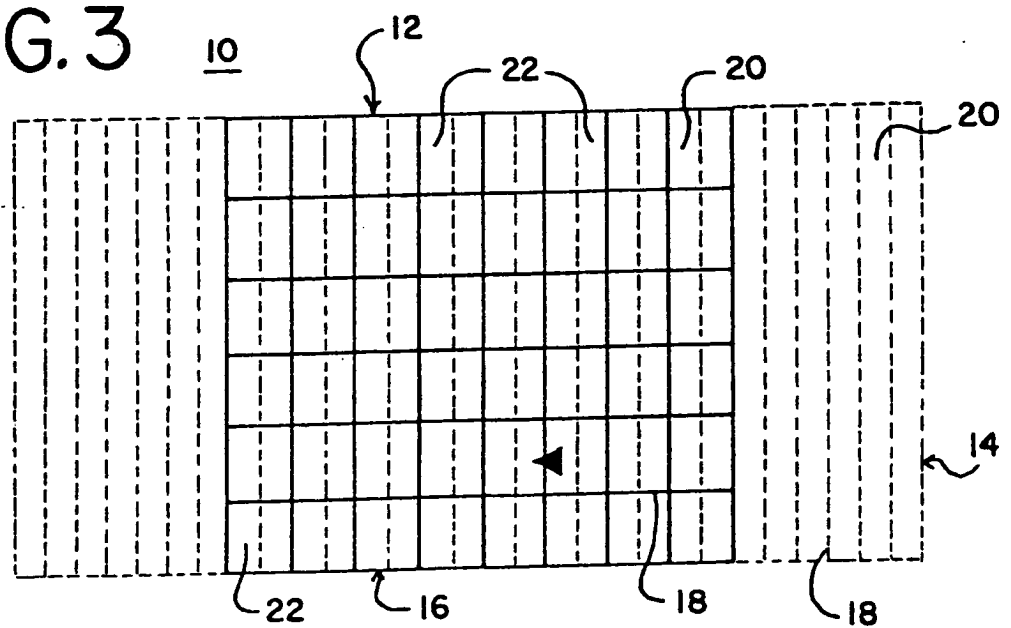


FIG. 4

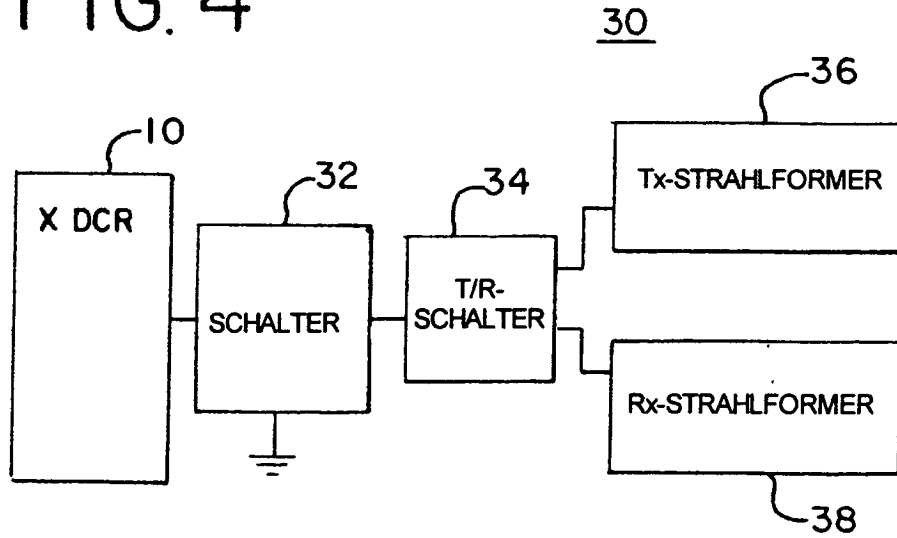


FIG. 5

