



(12) **Patentschrift**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **11 2017 004 438.3**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/EP2017/073175**
(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2018/059959**
(86) PCT-Anmeldetag: **14.09.2017**
(87) PCT-Veröffentlichungstag: **05.04.2018**
(43) Veröffentlichungstag der PCT Anmeldung
in deutscher Übersetzung: **13.06.2019**
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **14.08.2024**

(51) Int Cl.: **A61B 8/06 (2006.01)**
A61B 8/04 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01)
B06B 1/06 (2006.01)
G01N 29/02 (2006.01)

Innerhalb von neun 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).

(30) Unionspriorität:
15/283222 **30.09.2016** **US**

(73) Patentinhaber:
Robert Bosch GmbH, 70469 Stuttgart, DE

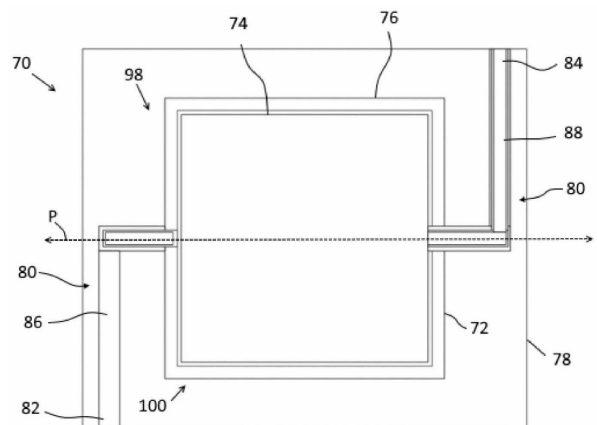
(56) Ermittelte Stand der Technik:
DE **197 51 059** **A1**
US **2007 / 0 229 204** **A1**
EP **2 514 365** **A1**

(72) Erfinder:
Peters, Christian, Palo Alto, CA, US; Rocznik, Thomas, Mountain View, CA, US; Stehle, Jochen, Palo Alto, CA, US; Duerr, Andre, 88480 Achstetten, DE

(54) Bezeichnung: **Mikromechanisches Anpassungssystem für piezoelektrischen Wandler**

(57) Hauptanspruch: System zum Detektieren der Blutgeschwindigkeit in einem Blutgefäß, wobei das System Folgendes umfasst:
einen Gruppenwandler (46), der mehrere piezoelektrische Ultraschallwandler (70) umfasst, wobei jeder piezoelektrische Ultraschallwandler (70) Folgendes beinhaltet:
ein Trägersubstrat (78), das eine obere Fläche (96) aufweist;
mindestens einen Abstandshalter (82, 84), der sich von der oberen Fläche (96) nach oben erstreckt;
ein Wandlerelement (72, 74, 76), angebracht an einem oberen Abschnitt des mindestens einen Abstandshalters (82, 84), so dass das Wandlerelement (72, 74, 76) von der oberen Fläche (96) des Trägersubstrats (78) beabstandet ist, wobei das Wandlerelement (72, 74, 76) eine obere Elektrode (74) und eine untere Elektrode (76) umfasst; Einstellelektroden (90, 92), positioniert auf der oberen Fläche (96) des Trägersubstrats (78) unter dem Wandlerelement (72, 74, 76); und
ein Neigungssteuersystem (102), das dazu ausgelegt ist, eine Vorspannung an die Einstellelektroden (90, 92) anzulegen, wobei die Vorspannung dazu ausgelegt ist, eine Potentialdifferenz zwischen den Einstellelektroden (90, 92) und der unteren Elektrode (76) zu erzeugen, was das Wandlerelement (72, 74, 76) veranlasst, sich zwischen einer ersten geneigten Position und einer zweiten geneig-

ten Position um eine Schwenkachse (P) herum zu schwenken, wobei der Gruppenwandler (46) eine X-Achse und eine Y-Achse aufweist und wobei der Gruppenwandler (46) dazu ausgelegt ist, mit der X-Achse im Wesentlichen mit einem Blutgefäß unter dem Hautgebiet ausgerichtet an einem Hautgebiet angelegt zu werden, wobei das Wandlerelement (72, 74, 76) in der ersten geneigten Position einen ersten Winkel mit Bezug auf das Blutgefäß und in der zweiten geneigten Position einen zweiten Winkel mit Bezug auf das Blutgefäß definiert.



Beschreibung

TECHNISCHES GEBIET

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein System zum Detektieren der Blutgeschwindigkeit und ein Verfahren zum Kompensieren einer Fehlausrichtung eines phasengesteuerten Gruppenwandlers mit Bezug auf ein Blutgefäß.

[0002] Die EP 2 514 365 A1 offenbart ein Ultraschalldiagnosegerät mit einer Steuereinheit, an die eine Sonde und ein Monitor angeschlossen sind, wobei die Sonde eine Anordnung von Wandlern aufweist, in der eine Anzahl von Wandlern in einer ersten Richtung angeordnet ist, wobei die Steuereinheit die Aussendung eines Ultraschallstrahls unter Verwendung der Anordnung von Wandlern der Sonde und den Empfang eines Echosignals steuert, das eine Welle des Ultraschallstrahls ist, die von einem Bereich von Interesse reflektiert wurde, Bilddaten auf der Grundlage des Echosignals erzeugt, Echosignale von mehreren Punkten des Bereichs von Interesse empfängt, indem die Anordnung von Wandlern in eine zweite Richtung bewegt oder geschwenkt wird, die die erste Richtung im rechten Winkel schneidet, und einen erfassten Wert des Bereichs von Interesse berechnet, wenn die Summe der Bilddatenbereiche von Messwerten abrufbarer Teile des Bereichs von Interesse, die in tomographischen Bildern an den mehreren Punkten enthalten sind, die auf der Grundlage der Echosignale synthetisiert wurden, gleich oder größer als ein vorgegebener Wert ist.

[0003] Die DE 197 51 059 A1 beschreibt Bilderzeugungs-Ultraschallsonden, speziell intravaskuläre Bilderzeugungs-Ultraschallsonden, die Gewebe, das die Sonde umgibt, durch das mechanische Bewegen eines Wandlers in der Sonde abtasten.

[0004] Die US 2007 / 0 229 204 A1 offenbart ein mikroelektromechanisches Modulationselement, das mehrere bewegliche Abschnitte und mehrere Antriebsabschnitte enthält, wobei eine dynamische Einzugs Spannung niedriger als eine Haltespannung eingestellt ist. Der Antriebsabschnitt treibt den beweglichen Teil mit einer Antriebsspannung an, die größer oder gleich der Haltespannung ist.

HINTERGRUND

[0005] Aktuell gibt es keinen nichtinvasiven kleinen tragbaren Sensor, der in der Lage ist, den Blutdruck einer menschlichen Testperson zu detektieren. Nichtinvasive Blutwerteschätzung bringt viele medizinische und persönliche Vorteile mit sich. In vielen Situationen könnte ein Detektieren des Stresspegels von Personen Herzinfarkte verhindern oder Burnout-Erkrankungen vermeiden, wenn der Blutdruck über

eine längere Zeitdauer beobachtet wird. Daher gibt es einen Bedarf an einem Sensor, der in der Lage ist, den Blutdruck zu schätzen, was es ermöglicht, den Blutdruck über längere Zeitperioden zu beobachten.

[0006] Eine der größten Herausforderungen für das Messprinzip, das in dem Abschnitt beschrieben wird, wird es sein, die genaue Position der Arterie in Bezug auf die Wandleranordnung mit einer sehr hohen Winkelauflösung zu finden. Bei der Blutgeschwindigkeitsmessung ist es notwendig, diesen Winkel genau zu kennen, so dass die Arterie richtig abgetastet werden kann, um die beste Signalqualität (SNR) zu erhalten und um die Leistung in einer tragbaren Vorrichtung zu minimieren.

[0007] Die vorliegende Erfindung schafft ein System zum Detektieren der Blutgeschwindigkeit nach Anspruch 1 und ein Verfahren zum Kompensieren einer Fehlausrichtung eines phasengesteuerten Gruppenwandlers mit Bezug auf ein Blutgefäß nach Anspruch 9, die in der Lage sind, die Position der Arterie mit hoher räumlicher Auflösung und Winkelauflösung zu detektieren.

KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

Fig. 1 zeigt einen piezoelektrischen Ultraschallwandler 10 gemäß einem Beispiel der Offenbarung.

Fig. 2 zeigt ein Beispiel eines Systems 30 zum Detektieren der Blutgeschwindigkeit und zum Messen des Blutdrucks unter Verwendung des piezoelektrischen Wandlers 10 von **Fig. 1**.

Fig. 3 zeigt ein alternatives Beispiel eines piezoelektrischen Wandlers zum Gebrauch mit dem System von **Fig. 2**.

Fig. 4 zeigt ein weiteres alternatives Beispiel eines piezoelektrischen Wandlers zur Verwendung mit dem System von **Fig. 2**.

Fig. 5 zeigt eine 1xN-Anordnung der Wandler-elemente für einen phasengesteuerten Gruppenwandler.

Fig. 6 zeigt eine Nx1-Anordnung der Wandler-elemente für einen phasengesteuerten Gruppenwandler.

Fig. 7 zeigt eine MxN-Anordnung der Wandler-elemente für einen phasengesteuerten Gruppenwandler.

Fig. 8 ist eine schematische Darstellung eines phasengesteuerten Gruppenwandlers mit Strahlenkung entlang einer X-Achse der Anordnung.

Fig. 9 ist eine schematische Darstellung eines phasengesteuerten Gruppenwandlers mit

Strahlenkung entlang einer Y-Achse der Anordnung.

Fig. 10 ist eine schematische Darstellung eines phasengesteuerten Gruppenwandlers, die einen Messwinkel für den Wandler darstellt.

Fig. 11 zeigt ein Beispiel eines Wandlerelements für einen phasengesteuerten Gruppenwandler.

Fig. 12 zeigt schematisch einen phasengesteuerten Gruppenwandler, der in Bezug auf ein Blutgefäß fehlausgerichtet ist.

Fig. 13 zeigt schematisch eine Seitenansicht des phasengesteuerten Gruppenwandlers von **Fig. 12**.

Fig. 14 ist eine Draufsicht auf einen piezoelektrischen Wandler mit mikromechanischen Anpassungsmitteln gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung.

Fig. 15 ist ein Aufriss einer ersten Seite des Wandlers von **Fig. 14**.

Fig. 16 ist ein Aufriss einer zweiten Seite des Wandlers von **Fig. 14**.

Fig. 17 zeigt den piezoelektrischen Wandler von **Fig. 14** in einer ersten geneigten Position.

Fig. 18 zeigt den piezoelektrischen Wandler von **Fig. 14** in einer zweiten geneigten Position.

Fig. 19 ist ein Blockdiagramm einer kombinierten Mehreingangs-Mehrausgangs-Anordnung (MIMO-Anordnung) und eines Blutgeschwindigkeitsdetektionssystems mit phasengesteuertem Gruppenwandler.

Fig. 20 ist eine schematische Darstellung einer bistatischen Version der kombinierten Mehreingangs-Mehrausgangs-Anordnung (MIMO-Anordnung) und des Blutgeschwindigkeitsdetektionssystems mit phasengesteuertem Gruppenwandler von **Fig. 19**.

GENAUE BESCHREIBUNG

[0008] Um das Verständnis der Prinzipien der Offenbarung zu fördern, wird nun auf die in den Zeichnungen gezeigten und in der folgenden schriftlichen Beschreibung beschriebenen Ausführungsformen Bezug genommen. Ein piezoelektrischer Ultraschallwandler 10 gemäß einem Beispiel der Offenbarung ist in **Fig. 1** gezeigt. Der piezoelektrische Ultraschallwandler 10 umfasst ein piezoelektrisches Substrat 12, eine obere Elektrode 14 und eine untere Elektrode 16. Das piezoelektrische Substrat 12 ist aus einem beliebigen geeigneten piezoelektrischen Material ausgebildet, was beispielsweise Blei-Zirkonat-Titanat oder Aluminiumnitrid umfasst. Wenn die Herstellung der Sensorvorrichtung CMOS-Prozesse

beinhaltet, kann vorteilhafterweise Aluminiumnitrid verwendet werden, da Aluminiumnitrid mit CMOS-Prozessen kompatibel ist.

[0009] Die obere und untere Elektrode 14, 16 sind aus einem leitenden Material wie Aluminium, Aluminiumlegierung, Platin, Tantal oder einem beliebigen anderen geeigneten leitenden Metall ausgebildet. Wie es schematisch in **Fig. 1** gezeigt ist, sind die obere und untere Elektrode 14, 16 dazu ausgelegt, mit einem Signalsteuersystem 18 elektrisch verbunden zu sein, das Signalerzeugungs- und/oder -empfangskomponenten umfasst.

[0010] Der piezoelektrische Wandler 10 ist auf einem Trägersubstrat 20 gelagert. Das Trägersubstrat 20 dient als Träger für den piezoelektrischen Wandler 10 und zudem als ein Kopplungselement zum Einkoppeln der Signale, die durch den piezoelektrischen Wandler 10 erzeugt werden, in die darunterliegende Haut und das darunterliegende Gewebe. Das Substrat 20 umfasst eine untere Fläche 22 und eine obere Fläche 24. Die untere Fläche 22 des Substrats 20 ist dazu ausgelegt, an einer planaren Fläche 26 wie etwa einem planaren Hautbereich auf einem Körper eines Patienten anzuliegen. Die obere Fläche 24 liegt auf einer der unteren Fläche 22 gegenüberliegenden Seite des Substrats und ist im Allgemeinen eine planare Fläche, an der der piezoelektrische Wandler 10 angebracht ist.

[0011] Die obere Fläche 24 ist dazu ausgelegt, den piezoelektrischen Wandler 10 in einem festen Winkel ungleich null in Bezug auf die planare Fläche 26 auszurichten. Dazu wird das Substrat 20 auf eine Weise hergestellt, aus der sich ergibt, dass die obere Fläche 24 des Substrats 20 in einem vorbestimmten Winkel α in Bezug auf die untere Fläche 22 des Substrats 20 geneigt ist. Der vorbestimmte Winkel α entspricht dem erwünschten Einfallswinkel, unter dem Ultraschallsignale oder Ultraschallwellen von dem Wandler emittiert werden.

[0012] Der Einfallswinkel ist der Winkel zwischen einer von der unteren Fläche 22 des Substrats 20 oder von der planaren Fläche 26 definierten Ebene und einer Linie L, die senkrecht zu der planaren Fläche des Wandlers 10 liegt, die die Ebene schneidet. Die obere Fläche 24 des Substrats ist dazu ausgelegt, den piezoelektrischen Wandler mit einem vorbestimmten Einfallswinkel α auszurichten, der größer als 0° und kleiner als 90° ist. Der vorbestimmte Einfallswinkel α ermöglicht es einem einzelnen piezoelektrischen Wandler 10, zum Bestimmen der Blutgeschwindigkeit basierend auf dem Doppler-Effekt (unten genauer beschrieben) verwendet zu werden.

[0013] Zusätzlich zum Lagern des Wandlers 10 bei einem festen Einfallswinkel α in Bezug auf die planare Fläche 26 ist das Substrat 20 zudem dazu aus-

gelegt, als ein Kopplungselement zum Koppeln der Ultraschallsignale zwischen dem piezoelektrischen Wandler 10 und der darunterliegenden Haut zu dienen, auf der das Substrat platziert ist. Bevorzugt ist das Substrat 20 aus einer Steatitkeramik ausgebildet, da Steatitkeramik einen trockenen Übergang zur Haut herstellt. Alternativ kann jedes geeignete Substratmaterial verwendet werden.

[0014] Fig. 2 zeigt ein Beispiel eines Systems 30 zum Detektieren der Blutgeschwindigkeit und zum Messen des Blutdrucks unter Verwendung des piezoelektrischen Wandlers 10 von Fig. 1. Das System 30 ist ein bistatisches System, das einen einzelnen piezoelektrischen Ultraschallsender 10a und einen einzelnen piezoelektrischen Empfänger 10b umfasst. Der Sender 10a und der Empfänger 10b haben jeweils denselben Einfallswinkel α und sind in Bezug zueinander spiegelsymmetrisch angeordnet. In einer Ausführungsform sind Sender und Empfänger 10a, 10b in einem Gehäuse untergebracht, das den Sender und den Empfänger 10a, 10b in festen Positionen in Bezug zueinander hält. Das Gehäuse kann als ein Gehäuse eines Handgeräts ausgelegt sein und/oder kann in einen tragbaren Artikel eingebaut sein, der an einem Teil des Körpers eines Anwenders wie etwa dem Arm, Bein oder der Brust eines Anwenders getragen wird.

[0015] Das System 30 umfasst einen Signalgenerator 32, der elektrisch mit dem piezoelektrischen Sender 10a verbunden ist. Der Signalgenerator 32 ist dazu ausgelegt, den piezoelektrischen Sender 10a zu betätigen, um ein erwünschtes Ultraschallsignal 38 zu erzeugen. Um beim Bestimmen der Blutgeschwindigkeit von dem Doppler-Effekt zu profitieren, ist der Signalgenerator 32 dazu ausgelegt, den piezoelektrischen Sender 10a zu betätigen, ein Ultraschallsignal mit einer Puls- oder Dauerstrich-Wellenform mit einer vorbestimmten Frequenz zu senden. In einer Ausführungsform liegt die vorbestimmte Frequenz in einem Bereich zwischen 2 MHz und 10 MHz. In einer bestimmten Ausgestaltung liegt die vorbestimmte Frequenz bei ungefähr 4 MHz.

[0016] Das Ultraschallsignal wird in einem Winkel in Richtung des Blutgefäßes 36 ausgerichtet, der von dem Einfallswinkel α des Senders 10a abhängt, und wird von dem Blutgefäß 36 reflektiert. Der piezoelektrische Empfänger 10b empfängt das reflektierte Ultraschallsignal 40 und wandelt das Signal in ein entsprechendes elektrisches Signal um. Ein Signalprozessor 34 ist elektrisch mit dem piezoelektrischen Empfänger 10b verbunden und ist dazu ausgelegt, die elektrischen Signale zu verarbeiten, um die Blutgeschwindigkeit in dem Blutgefäß zu bestimmen.

[0017] In einer Ausführungsform ist der Signalprozessor 34 dazu ausgelegt, die elektrischen Signale

aus dem piezoelektrischen Empfänger 10b auszuwerten, um die Radialgeschwindigkeit des Blutes basierend auf dem Doppler-Effekt zu bestimmen. Zum Beispiel weist das empfangene Signal 40 wegen der Bewegung der Blutzellen eine Dopplerverschiebung auf. Der Signalprozessor ist dazu ausgelegt, die Dopplerverschiebung des empfangenen Signals zu bestimmen und eine Radialgeschwindigkeit des Blutes als Funktion der Dopplerverschiebung zu berechnen. Der Signalprozessor kann dazu ausgelegt sein, die Radialgeschwindigkeit des Blutes aus der Dopplerverschiebung auf eine beliebige geeignete, im Stand der Technik bekannte Weise zu bestimmen.

[0018] Der Signalprozessor kann zudem dazu ausgelegt sein, einen Wert für den Blutdruck innerhalb des Blutgefäßes zu bestimmen. Wie es im Stand der Technik bekannt ist, gibt es eine direkte Beziehung zwischen der Blutgeschwindigkeit in einem Blutgefäß und dem Blutdruck. Daher kann, wenn einmal die Blutgeschwindigkeit bestimmt wurde, auch ein geschätzter Wert des Blutdrucks bestimmt werden. Der Signalprozessor kann dazu ausgelegt sein, den Blutdruckwert auf eine beliebige geeignete Weise aus der Blutgeschwindigkeit zu bestimmen.

[0019] Zum Betätigen der piezoelektrischen Wandler 10a, 10b und zum Verarbeiten der empfangenen Signale können die Signalerzeugungs- und Signalverarbeitungsvorrichtungen 32, 34 einen Prozessor (nicht gezeigt) wie etwa eine zentrale Verarbeitungseinheit, eine anwendungsspezifische integrierte Schaltung (ASIC), eine feldprogrammierte Gatteranordnungsvorrichtung (FPGA-Vorrichtung) oder einen Mikrocontroller umfassen. Der Prozessor kann dazu ausgelegt sein, programmierte Befehle auszuführen, die in einem Speicher (nicht gezeigt) gespeichert sind.

[0020] Unter Bezugnahme auf Fig. 3 ist ein alternatives Beispiel eines piezoelektrischen Wandlers 10' gezeigt, die für das System 30 von Fig. 2 zur Blutgeschwindigkeitsdetektion und Blutdruckmessung verwendet werden kann. Der piezoelektrische Wandler 10' von Fig. 3 ist ein verteilter piezoelektrischer Wandler. Der verteilte piezoelektrische Wandler 10' wird durch Aufteilen des piezoelektrischen Wandlers 10 von Fig. 1 entlang einer Dimension in mehrere getrennte, kleinere Wandler 42 ausgebildet. Die mehreren Wandler 42 sind in einer Zeile miteinander verbunden und arbeiten wie ein einzelner piezoelektrischer Wandler.

[0021] Wie in Fig. 3 gezeigt, ist jedes Wandlerelement 42 auf einem getrennten Substrat vorgesehen, das bevorzugt aus einer Steatitkeramik ausgebildet ist. Die obere Fläche 24 jedes Substrats 20 ist eine planare Fläche, die so angeordnet ist, dass sie auf dieselbe Weise wie die obere Fläche 22 des Sub-

strats 20 in **Fig. 1** einen Einfallswinkel α bereitstellt, der größer als 0° und kleiner als 90° ist. Da die Wandlerelemente 42 kleiner als der Wandler 10 von **Fig. 1** sind, kann der verteilte Wandler 10' dieselbe effektive Breite aufweisen wie der einzelne Elementwandler 10 von **Fig. 1**, obwohl er eine signifikante Verringerung der Höhe H im Vergleich zu dem Wandler 10 von **Fig. 1** ermöglicht. Daher können mit einem verteilten Wandler größere Einfallswinkel erreicht werden, ohne dass sich ein signifikanter Anstieg der Gesamtgröße des Wandlers ergibt.

[0022] In der Ausführungsform von **Fig. 3** bilden die mehreren Wandler 42 eine Zeile von Wandlern aus, d. h. eine $1 \times N$ -Anordnung, wobei N die Anzahl der Wandlerelemente ist (in diesem Fall fünf). Jeder Wandler 42 ist in der gleichen Richtung mit dem gleichen Einfallswinkel α ausgerichtet. In alternativen Beispielen können die Wandler 42 mit verschiedenen Einfallswinkeln versehen sein und können in verschiedene Richtungen ausgerichtet sein. **Fig. 4** zeigt ein Beispiel eines verteilten Wandlers 10" mit Wandlerelementen 42a, 42b, die in zwei verschiedene Richtungen orientiert sind. In dieser Ausführungsform ist jedes Wandlerelement 42a, 42b so ausgelegt, dass es denselben Einfallswinkel aufweist. Der Wandler 10" von **Fig. 4** kann als ein bistatisches System mit den Elementen 42a, die miteinander gruppiert sind, um als ein Sender zu dienen, und den Elementen 42b, die miteinander gruppiert sind, um einen Empfänger auszubilden, ausgelegt sein. In einem weiteren Beispiel (nicht gezeigt) können die Wandlerelemente so angeordnet sein, dass sie pyramidale Strukturen bilden, in denen vier Wandlerelemente in vier verschiedenen Richtungen mit dem gleichen Einfallswinkel ausgerichtet sind.

[0023] Um eine Kopplung unter den verschiedenen Wandlerelementen 42 zu vermeiden, kann eine Isolierungsschicht 44 an den Ecken des Substrats 20 hinzugefügt werden, um die Ultraschallsignale aus benachbarten Wandlerelementen 42 zu dämpfen oder reflektieren. Ein Beispiel einer Isolierungsschicht 44 an einem Wandler ist in **Fig. 1** gezeigt. Ein beliebiger geeigneter Materialtyp kann für die Isolierungsschicht 44 verwendet werden.

[0024] Nun wird unter Bezugnahme auf **Fig. 5-10** ein weiteres Beispiel eines Systems 30 zum Detektieren der Blutgeschwindigkeit und Messen des Blutdrucks gezeigt. In den Ausführungsformen von **Fig. 5-10** umfasst das System 45 einen phasengesteuerten Gruppenwandler 46 zum Erzeugen und Empfangen der Ultraschallwellen, die dazu verwendet werden, um den Arterienort zu detektieren und die Blutgeschwindigkeit zu messen.

[0025] Ein phasengesteuerter Gruppenwandler 46 umfasst eine Anordnung piezoelektrischer Wandlerelemente 48, die auf einem Substrat angeordnet

sind. Der Gruppenwandler 46 kann eine beliebige Anzahl von Elementen entlang der X-Achse und der Y-Achse der Anordnung umfassen. Zum Beispiel kann die Anordnung wie in **Fig. 5** gezeigt eine $1 \times N$ -Anordnung der Wandler umfassen, die ein Element entlang der X-Achse und N (in diesem Fall fünf) Elemente entlang der Y-Achse aufweist, oder die Anordnung kann wie in **Fig. 6** gezeigt eine $N \times 1$ -Anordnung umfassen, wobei N Elemente (in diesem Fall fünf) entlang der X-Achse vorgesehen sind und ein Element entlang der Y-Achse vorgesehen ist. Ein Gruppenwandler mit einer Dimension mit einem einzelnen Element wird zudem als Wandlerzeile bezeichnet. Die Anordnung 46 kann zudem eine $M \times N$ -Anordnung der Wandler umfassen, wobei M die Anzahl der Elemente entlang der X-Achse der Anordnung ist und N die Anzahl der Elemente entlang der Y-Achse der Anordnung ist und M und N größer als eins sind. In **Fig. 7** ist die Anordnung eine 5×5 -Anordnung der Wandlerelemente 48.

[0026] Der Parameter p ist der Teilungsabstand zwischen der Mitte eines Wandlerelements 48 und der Mitte eines benachbarten Wandlerelements 48. Der Abstand p ist vorteilhafterweise kleiner als die halbe Wellenlänge des von der Anordnung emittierten Signals. Die Wellenlänge des Signals ist durch die folgende Gleichung gegeben:

$$\lambda = \frac{v}{f}$$

wobei λ die Wellenlänge des Signals, v die Ultraschallgeschwindigkeit (für PZT: $v \approx 3200$ m/s, für menschliches Gewebe: $v \approx 1560$ m/s) und f die Frequenz des Signals ist.

[0027] Für einen Gruppenwandler, der mit einer Frequenz von etwa 4 MHz betrieben werden soll, beträgt die Wellenlänge ungefähr 0,80 mm. Daher sollte die Teilung p in diesem Fall ungefähr 400 μm betragen.

[0028] In einer Ausgestaltung weist jedes Wandlerelement 48 im Wesentlichen die gleiche Größe und Form auf, wobei die Form jedes Elements rechteckig oder quadratisch ist. Den Wandlerelementen 48 in der Anordnung 46 werden elektrische Signale aus einem Phasensteuersystem 62 gleichzeitig zugeführt, was veranlasst, dass jedes Wandlerelement 48 ein Ultraschallsignal oder eine Ultraschallwelle emittiert.

[0029] Wie es im Stand der Technik bekannt ist, können die Phasen der Signale, die an die verschiedenen Elemente geliefert werden, so gesteuert werden, dass das effektive Strahlungsmuster der Anordnung in eine gewünschte Richtung verstärkt und in eine nicht gewünschte Richtung unterdrückt werden kann, so dass die Hauptkeule oder der Hauptstrahl des Strahlungsmusters in die gewünschte Richtung

zeigt. Durch Anpassen der Phasen der Signale, die den Elementen zugeführt werden, kann die Richtung des Strahls in einem Prozess geändert werden, der Strahllenkung genannt wird. Dementsprechend wird ein einstellbarer Phasenschieber (nicht gezeigt) jedem Element 48 in der Anordnung 46 zugeordnet, was es ermöglicht, die Phasen des elektrischen Signals, das den Wandlerelemente 48 zugeführt wird, zu verschieben.

[0030] Wie es in **Fig. 8** gezeigt ist, ermöglicht ein phasengesteuerter Gruppenwandler 46 mit mehr als einem Element 48 entlang der X-Achse (d. h. der Achse parallel zu der Längsdimension des Blutgefäßes und der Richtung des Blutflusses) die Strahllenkung entlang der X-Achse. Dies ermöglicht es, die Winkelkomponente θ des Strahls anzupassen. Die Winkelkomponente θ steuert den Einfallswinkel des Strahls in Bezug auf das Blutgefäß 36. In ähnlicher Weise ermöglicht ein phasengesteuerter Gruppenwandler 46 mit mehr als einem Element 48 entlang der Y-Achse (d. h. der Achse senkrecht zu dem Blutgefäß und der Richtung des Blutflusses) die Strahllenkung entlang der Y-Achse, wie es in **Fig. 9** gezeigt ist. Dies ermöglicht es, die Winkelkomponente ϕ anzupassen. Mit dem Einstellen der Winkelkomponente θ auf den Einfallswinkel für den Wandler 46 kann ein Abtasten des Strahls entlang der Y-Achse verwendet werden, um den Messwinkel ϕ_v zu finden, an dem das Blutgefäß 36 verortet ist, wie es in **Fig. 10** gezeigt ist.

[0031] Ein Steuersystem für phasengesteuerte Gruppenwandler 62 wird verwendet, um die Phasenverschiebung der Wandlerelemente 48 zu steuern, um einen Strahl in die gewünschte Richtung zu erzeugen. Das Steuersystem 62 umfasst einen Prozessor (nicht gezeigt) wie etwa eine zentrale Verarbeitungseinheit, eine anwendungsspezifische integrierte Schaltung (ASIC), eine feldprogrammierte Gatteranordnungsvorrichtung (FPGA-Vorrichtung) oder einen Mikrocontroller. Der Prozessor kann dazu ausgelegt sein, programmierte Befehle auszuführen, die in einem Speicher (nicht gezeigt) gespeichert sind. Die Befehle umfassen Befehle zur Phasenverschiebung und/oder zum Implementieren eines oder mehrerer Strahllenkungsalgorithmen.

[0032] Ein Beispiel des Wandlerelements 48 zur Verwendung in einem phasengesteuerten Gruppenwandler ist in **Fig. 11** gezeigt. Ähnlich wie der Wandler von **Fig. 1** umfasst das Wandlerelement 48 ein piezoelektrisches Substrat 50, eine obere Elektrode 52 und eine untere Elektrode 54. Das piezoelektrische Substrat 50 ist aus einem beliebigen geeigneten piezoelektrischen Material ausgebildet, was beispielsweise Blei-Zirkonat-Titanat oder Aluminiumnitrid umfasst. Die obere und untere Elektrode 52, 54 sind aus einem leitenden Material wie etwa Aluminium, Aluminiumlegierung, Platin, Tantal

oder einem beliebigen geeigneten leitenden Metall ausgebildet.

[0033] Das Wandlerelement 48 ist auf einem Träger-substrat 56 gelagert. Das Trägersubstrat 56 dient als Träger für das Wandlerelement 48 und zudem als ein Kopplungselement zum Einkoppeln der Ultraschallsignale in darunterliegende Haut und darunterliegendes Gewebe. Das Substrat 56 umfasst eine untere Fläche 58 und eine obere Fläche 60. Die untere Fläche 58 ist dazu ausgelegt, an eine planare Fläche 26 wie etwa einen planaren Hautbereich an einem Patientenkörper angelegt zu werden. Die obere Fläche 60 liegt auf einer der unteren Fläche 58 gegenüberliegenden Seite des Substrats und ist im Allgemeinen eine planare Fläche, an der das Wandlerelement 48 angebracht ist.

[0034] Um eine Kopplung unter den verschiedenen Wandlerelementen 48 der Anordnung 46 zu vermeiden, kann eine Isolierungsschicht 64 an den Ecken des Substrats 56 hinzugefügt sein, um die Ultraschallsignale aus den benachbarten Wandlerelementen 48 zu dämpfen oder reflektieren. Jeder geeignete Typ Material kann für die Isolierungsschicht 64 verwendet werden.

[0035] Die obere Fläche 60 ist dazu ausgelegt, das Wandlerelement 48 in Bezug auf die Fläche 26 der Haut auszurichten. Bei einer zweidimensionalen Anordnung, wie sie in **Fig. 7** gezeigt ist, kann die Strahllenkung dazu verwendet werden, die Winkelkomponente θ so anzupassen, dass kein fester Einfallswinkel für den Wandler benötigt wird. Daher kann der Wandler parallel zu der Fläche 26 angeordnet werden, was dazu führt, dass der Wandler im Wesentlichen flach auf dem Substrat liegt.

[0036] In einer Ausgestaltung des Systems 45 wird der Einfallswinkel der Wandlerelemente 48 auf einen festen Wert eingestellt, was es ermöglicht, die Radialkomponente der Blutgeschwindigkeit zu bestimmen. Dies kann durch Betätigen der Wandlerelemente 48 mit statischen, phasenverschobenen elektrischen Signalen erreicht werden, die veranlassen, dass der Strahl in einem erwünschten Einfallswinkel emittiert wird. Die Wandlerelemente, die entlang der Y-Achse angeordnet sind, ermöglichen die Nutzung von Strahllenkung, um den Messwinkel ϕ_v zu lokalisieren, an dem das Blutgefäß 36 verortet ist (**Fig. 10**). In dieser Ausgestaltung kann das System als bistatisches System wie in **Fig. 2** gezeigt ausgelegt sein, wobei ein phasengesteuerter Gruppenwandler als Sender und ein phasengesteuerter Gruppenwandler als Empfänger ausgelegt ist.

[0037] In einer alternativen Ausgestaltung kann der phasengesteuerte Gruppenwandler 46 als eine Wandlerzeile mit einer Breite von einem Element entlang der X-Achse vorgesehen sein, um die Anzahl

der für die Anordnung benötigten Elemente zu verringern. In dieser Ausgestaltung ist der Einfallswinkel jedes Elements 48 fest, um es zu ermöglichen, die Radialkomponente der Blutgeschwindigkeit zu bestimmen. Dies kann auf die gleiche Weise erreicht werden wie in der Ausführungsform in **Fig. 1**, z. B. durch Ausrichten der oberen Fläche des Substrats in dem erwünschten Einfallswinkel.

[0038] Die Verwendung phasengesteuerter Gruppenwandler ermöglicht die Korrektur von Fehlaustrichtungen des Gruppenwandlers 46 in Bezug auf das Blutgefäß 36. Zum Beispiel zeigt **Fig. 12** einen phasengesteuerten Gruppenwandler 46, der in Bezug auf das Blutgefäß 36 um einen Winkel β fehlausgerichtet ist. Um die Fehlaustrichtung während der Bestimmung der Radialgeschwindigkeit des Blutes zu kompensieren, muss der Winkel β bestimmt werden. Dies kann durch die Verwendung eines Triangulationsverfahrens erfolgen. Genauer gesagt kann der Winkel β unter Verwendung des Winkels θ , der dem Einfallswinkel entspricht, und des Winkels ϕ , der auf den Messwinkel bezogen ist, an dem das Blutgefäß 36 verortet wird, bestimmt werden.

[0039] Unter Bezugnahme auf **Fig. 12** und **13** wird zum Bestimmen des Fehlaustrichtungswinkels β der phasengesteuerte Gruppenwandler 46 bei einem ersten Winkel θ_1 betätigt und der Messwinkel ϕ_1 , in dem das Blutgefäß 36 verortet wird, wird identifiziert. Der Strahl wird dann zu einem zweiten Winkel θ_2 gelenkt und der Messwinkel ϕ_2 , in dem das Blutgefäß 36 verortet wird, wird identifiziert. Die Abstände zu den Blutgefäßen 36 in dem ersten und zweiten Messwinkel ϕ_1 , ϕ_2 können dann bestimmt werden, wodurch die Blutflussrichtung identifiziert wird. Da die Hauptachse der Anordnung 46 bekannt ist, kann der Fehlaustrichtungswinkel β bestimmt werden, so dass der Fehlaustrichtungswinkel β beim Berechnen der Radialkomponente der Blutgeschwindigkeit kompensiert werden kann.

[0040] Als eine Alternative zur Strahlenkung mit Phasenverschiebung können mikromechanische Mechanismen verwendet werden, um den Einfallswinkel und/oder den Messwinkel des Wandlers beim Kompensieren einer Fehlaustrichtung des Wandlers in Bezug auf das Blutgefäß anzupassen. Eine erfindungsgemäße Ausführungsform eines piezoelektrischen Wandlers mit einem mikromechanischen Anpassungsmechanismus ist in **Fig. 14-16** gezeigt. Wie gezeigt umfasst der piezoelektrische Wandler 70 ein piezoelektrisches Substrat 72, eine obere Elektrode 74 und eine untere Elektrode 76. Die obere und untere Elektrode 74, 76 sind aus einem leitenden Material wie etwa Polysilizium ausgebildet. Das piezoelektrische Substrat 72 ist aus einem geeigneten piezoelektrischen Material wie etwa Blei-Zirkonat-Titanat oder Aluminiumnitrid ausgebildet.

[0041] Der Wandler 70 umfasst ein Element eines phasengesteuerten Gruppenwandlers 46, wie es in **Fig. 5-10** gezeigt ist. Der Wandler 70 ist auf einem Trägersubstrat 78 gelagert, das aus Silizium ausgebildet sein kann, obwohl jedes geeignete Material verwendet werden kann. Der Wandler 70 ist über dem Substrat 78 durch ein mikromechanisches Anpassungssystem 80 aufgehängt, das es dem Wandler 70 ermöglicht, um eine Schwenkachse P zwischen einer ersten geneigten Position (**Fig. 17**) und einer zweiten geneigten Position (**Fig. 18**) zu schwenken. Das mikromechanische Anpassungssystem 80 umfasst einen oder mehrere Abstandhalter 82, 84, die dazu ausgelegt sind, den Wandler 70 von dem Substrat 72 zu beabstanden, um einen Spalt G zwischen dem Substrat 78 und der unteren Elektrode 76 auszubilden.

[0042] In den Ausführungsformen von **Fig. 14-16** umfasst das Anpassungssystem 80 einen ersten Abstandhalter 82 und einen zweiten Abstandhalter 84. Wie es in **Fig. 14** gezeigt ist, ist der erste Abstandhalter 82 nahe einer ersten Ecke des Substrats 78 außerhalb des Bereichs, über dem der Wandler 70 angeordnet ist, positioniert und der zweite Abstandhalter 84 nahe einer zweiten Ecke positioniert, die gegenüber der ersten Ecke und außerhalb des Bereichs des Substrats liegt, über dem der Wandler 70 angeordnet ist.

[0043] Der erste und zweite Abstandhalter 82, 84 sind jeweils mit dem Wandler 70 durch einen ersten und zweiten Trägerarm 86, 88 verbunden. Der erste Trägerarm 86 erstreckt sich aus einem oberen Abschnitt des ersten Abstandhalters 82 und ist mit der oberen Elektrode 74 verbunden und der zweite Trägerarm 88 erstreckt sich aus dem unteren Abschnitt des zweiten Abstandhalters 84 und ist mit der unteren Elektrode 76 des Wandlers 70 verbunden. Der erste und zweite Abstandhalter 82, 84 und der erste und zweite Trägerarm 86, 88 sind aus einem elektrisch leitenden Material wie etwa Polysilizium ausgebildet und werden jeweils dazu verwendet, die obere bzw. untere Elektrode 74, 76 zu verbinden, um die Schaltungsanordnung zu steuern und auszulesen.

[0044] Die Neigung des Wandlers 70 in die erste und zweite geneigte Position wird durch Einstellelektroden 90, 92 gesteuert, die auf oder in dem oberen Abschnitt des Substrats 78 vorgesehen sind. Die Einstellelektroden 90, 92 sind aus einem leitenden Material wie etwa Polysilizium ausgebildet. In der Ausführungsform von **Fig. 15** sind die Einstellelektroden 90, 92 in einer Isolierungsschicht 94, die auf der oberen Fläche 96 auf dem Substrat 78 ausgebildet ist, ausgebildet. Die Isolierungsschicht 94 ist aus einem Isoliermaterial wie etwa Siliziumdioxid ausgebildet.

[0045] Die Einstellelektroden umfassen eine erste Einstellelektrode 90 und eine zweite Einstellelektrode 92. Die erste Einstellelektrode 90 ist auf dem Substrat 78 unter einem ersten Seitenabschnitt 98 des Wandlers 70 platziert, der an einer ersten Seite der Schwenkachse P positioniert ist. Die zweite Einstellelektrode 92 ist auf dem Substrat 78 unter einem zweiten Seitenabschnitt 100 des Wandlers 70 platziert, der an einer zweiten Seite der Schwenkachse P positioniert ist. Die erste und zweite Einstellelektrode 90, 92 sind durch die Isolierschicht 94 voneinander isoliert.

[0046] Wie es schematisch in **Fig. 15** gezeigt ist, ist ein Neigungssteuersystem 102 mit der ersten und der zweiten Einstellelektrode 90, 92 elektrisch verbunden. Das Neigungssteuersystem 102 ist dazu ausgelegt, selektiv eine Vorspannung an die Einstellelektroden 90, 92 anzulegen, um den Wandler 70 dazu zu veranlassen, in die erste und zweite geneigte Position zu schwenken.

[0047] Wenn das Neigungssteuersystem 102 die Vorspannung an die erste Einstellelektrode 90 anlegt, wird eine Potentialdifferenz zwischen der ersten Einstellelektrode 90 und der unteren Elektrode 76 auf dem ersten Seitenabschnitt 98 des Wandlers erzeugt, was verursacht, dass der erste Seitenabschnitt 98 des Wandlers 70 nach unten zu dem Substrat 78 hin gezogen wird. Wenn sich der erste Seitenabschnitt 98 nach unten bewegt, schwenkt der Wandler 70 hin zu der ersten geneigten Position (**Fig. 17**), was dazu führt, dass sich der zweite Seitenabschnitt 100 des Wandlers 70 weiter weg von dem Substrat 78 nach oben bewegt.

[0048] Wenn das Neigungssteuersystem 102 die Vorspannung an die zweite Einstellelektrode 92 anlegt, wird eine Potentialdifferenz zwischen der zweiten Einstellelektrode 92 und der unteren Elektrode 76 auf dem zweiten Seitenabschnitt 100 des Wandlers 70 erzeugt, was verursacht, dass der zweite Seitenabschnitt 100 nach unten zu dem Substrat 78 hin gezogen wird. Wenn sich der zweite Seitenabschnitt 100 nach unten bewegt, schwenkt der Wandler 70 hin zu der ersten geneigten Position (**Fig. 18**), was dazu führt, dass sich der erste Seitenabschnitt 98 des Wandlers weiter weg von dem Substrat 78 nach oben bewegt.

[0049] Wenn die Vorspannung an die erste Einstellelektrode 90 angelegt wird, wird der Wandler 70 geschwenkt, bis der erste Seitenabschnitt 98 Kontakt mit dem Substrat 78 oder mit der Isolierungsschicht 94 auf dem Substrat 78 hat. Die Ausrichtung des Wandlers 70 dann, wenn der erste Seitenabschnitt 98 das Substrat 78 berührt, entspricht der ersten geneigten Position (**Fig. 17**). Wenn die Vorspannung an die zweite Einstellelektrode 92 angelegt wird, wird der Wandler 70 geschwenkt, bis der zweite Seitenab-

schnitt 100 Kontakt mit dem Substrat 78 oder mit der Isolierungsschicht 94 auf dem Substrat 78 hat. Die Ausrichtung des Wandlers 70 dann, wenn der zweite Seitenabschnitt 100 das Substrat 78 berührt, entspricht der zweiten geneigten Position (**Fig. 18**). In alternativen Ausführungsformen können andere Strukturen auf dem Substrat eingebaut sein und/oder der Boden der unteren Elektrode kann als Anschlag zum Beschränken der Bewegung des Wandlers in Richtung des Substrats und Einstellen der ersten und zweiten geneigten Positionen dienen.

[0050] In einem Zustand ohne Vorspannung ist der Wandler 70 wie in **Fig. 15** und **16** gezeigt im Wesentlichen parallel zu der oberen Fläche 96 des Substrats 78 ausgerichtet, was dazu führt, dass der Wandler 70 im Wesentlichen einen Einfallswinkel von 90° in Bezug auf das Blutgefäß aufweist. Wenn der Wandler sich in der ersten geneigten Position befindet, ist der Wandler 70 in einer ersten Richtung in einem Einfallswinkel α ausgerichtet, der größer als 0° und kleiner als 90° ist. Wenn der Wandler 70 sich in der zweiten geneigten Position befindet, ist der Wandler 70 in der entgegengesetzten Richtung in dem gleichen Einfallswinkel α ausgerichtet. In alternativen Ausführungsformen kann der Einfallswinkel des Wandlers in der ersten und zweiten geneigten Position verschieden sein. Dies kann erreicht werden, indem asymmetrische Anschläge oder Beschränkungsstrukturen auf der Vorrichtung zum Beschränken der Bewegung des Wandlers in verschiedenen Graden in verschiedenen Neigungsrichtungen eingebaut werden.

[0051] Das mikromechanische Anpassungssystem 80 kann verwendet werden, um eine Fehlausrichtung des Wandlers 70 in Bezug auf das Blutgefäß 30 auf ähnliche Weise wie oben in Bezug auf den phasengesteuerten Gruppenwandler von **Fig. 5-10** beschrieben zu kompensieren. In dieser Ausführungsform wird die Bewegung des Wandlers 70 zu den Winkeln θ_1 und θ_2 mechanisch über das mikromechanische Anpassungssystem 80 durch Anlegen der Vorspannung an die entsprechenden Einstellelektroden 90, 92 erreicht. Die Strahlenkung mit Phasenverschiebung wird dann verwendet, um die Messwinkel ϕ_1 , ϕ_2 zu finden, an denen das Blutgefäß für die Winkel θ_1 and θ_2 verortet ist. Die Abstände des Blutgefäßes an dem ersten und zweiten Messwinkel ϕ_1 , ϕ_2 kann dann bestimmt werden, wodurch ermöglicht wird, dass die Blutflussrichtung identifiziert wird. Da die zentrale Achse der Anordnung bekannt ist, kann der Fehlausrichtungswinkel β bestimmt werden, so dass die Fehlausrichtung beim Berechnen der Radialkomponente der Blutgeschwindigkeit kompensiert werden kann.

[0052] In der Ausführungsform von **Fig. 14-18** wird, da der Einfallswinkel mechanisch angepasst wird, eine Strahlenkung nicht benötigt, um den Strahl

umzulenken, so dass der Gruppenwandler weniger Wandler entlang der X-Achse benötigt. Daher weist der Gruppenwandler in einer Ausführungsform eine Breite entlang der X-Achse auf, die einem Wandlerelement entspricht. Die Anzahl der Wandler entlang der Y-Achse kann eine beliebige geeignete Anzahl sein, die die gewünschte Winkelauflösung und Aperturgröße zum Finden des Messwinkels, bei dem das Blutgefäß verortet ist, bietet.

[0053] Das mikromechanische Anpassungssystem 80 der Ausführungsform von **Fig. 14-18** ist dazu ausgelegt, mechanische Anpassungen nur an einem Winkel des Wandlers zu ermöglichen. In alternativen Ausführungsformen können mechanische Anpassungssysteme dazu ausgelegt sein, mechanische Anpassungen nur an dem Messwinkel des Wandlers zu ermöglichen, während Anpassungen an dem Einfallswinkel durch Strahllenkung mit Phasenverschiebung ermöglicht werden.

[0054] In einer weiteren Ausführungsform kann das mikromechanische Anpassungssystem dazu ausgelegt sein, mechanische Anpassungen sowohl an dem Einfallswinkel als auch an dem Messwinkel des Wandlers zu ermöglichen. Der Gruppenwandler umfasst eine Anordnung piezoelektrischer Wandlerelemente, wie sie in **Fig. 5-7** gezeigt ist. Die Anordnung kann eine $1 \times N$ -Anordnung, eine $N \times 1$ -Anordnung oder eine $M \times N$ -Anordnung umfassen.

[0055] In dieser Ausführungsform können das Anpassungssystem und der Wandler ähnlich zu einem Zweiachsen-Mikrospiegel ausgelegt sein, um ein Neigen des Wandlers um zwei senkrechte Achsen zu erlauben. Bei dieser Ausführungsform entfällt der Bedarf an Phasenverschiebern ganz, weil Strahllenkung nicht benötigt wird, um die Winkel des Wandlers anzupassen.

[0056] Ein weiteres Beispiel eines Systems 108 zum Detektieren der Blutgeschwindigkeit und zum Messen des Blutdrucks ist in **Fig. 19** gezeigt. In dieser Ausgestaltung ist der piezoelektrische Gruppenwandler des Systems dazu ausgelegt, sowohl einen Mehreingangs-Mehrausgangs-Ultraschall-Gruppenwandler (MIMO-Ultraschall-Gruppenwandler) als auch einen phasengesteuerten Gruppenwandler zu implementieren. Das System umfasst mindestens einen Ultraschall-Gruppenwandler 110, ein Steuerungssystem für phasengesteuerte Gruppenwandler 112 und ein MIMO-Gruppenwandler-Steuerungssystem 114.

[0057] Der Gruppenwandler 110 kann eine beliebige Anzahl an Elementen entlang der X-Achse und der Y-Achse des Gruppenwandlers umfassen. Zum Beispiel kann der Gruppenwandler eine $1 \times N$ -Anordnung, eine $N \times 1$ -Anordnung bzw. eine $M \times N$ -Anordnung umfassen, wie sie in **Fig. 5-7** gezeigt sind. Die Elemente in der Anordnung können zudem in jeder

Richtung verschoben, gestaffelt oder versetzt zueinander sein.

[0058] Das System 108 kann ein monostatisches System umfassen, in dem der Gruppenwandler 110 dazu verwendet wird, Ultraschallsignale sowohl zu senden als auch zu empfangen. Alternativ kann das System ein bistatisches System umfassen, wie es in **Fig. 20** gezeigt ist. In einem bistatischen System dient ein erster Ultraschall-Gruppenwandler 110a als Sender für das System und ein zweiter Ultraschall-Gruppenwandler 110b als der Empfänger für das System.

[0059] Wandler, die zum Senden verwendet werden, sind betriebstechnisch gekoppelt, um elektrische Signale aus dem Steuerungssystem für phasengesteuerte Gruppenwandler 112a und dem MIMO-Gruppenwandler-Steuerungssystem 114a zu empfangen. Wandler, die zum Empfangen verwendet werden, geben elektrische Signale an das Steuerungssystem für phasengesteuerte Gruppenwandler 112b und das MIMO-Gruppenwandler-Steuerungssystem 114b aus. Das Steuerungssystem für phasengesteuerte Gruppenwandler 112b und das MIMO-Gruppenwandler-Steuerungssystem 114b sind dazu ausgelegt, die elektrischen Signale unter Verwendung verschiedener Techniken und Algorithmen, die im Stand der Technik bekannt sind, zu verarbeiten, um Informationen über das Blutgefäß zu bestimmen.

[0060] Die piezoelektrischen Wandlerelemente der Anordnung können dieselbe Konfiguration aufweisen wie ein beliebiges Wandlerelement der vorher erörterten Ausführungsformen. Unter Verwendung des Wandlerelements von **Fig. 11** als Beispiel umfasst jedes Wandlerelement der Anordnung ein piezoelektrisches Substrat 50, eine obere Elektrode 52 und eine untere Elektrode 54. Die obere und untere Elektrode 52, 54 sind aus einem leitenden Material wie etwa Polysilizium ausgebildet. Das piezoelektrische Substrat 50 ist aus einem geeigneten piezoelektrischen Material wie etwa Zirkonat-Titanat oder Aluminiumnitrid ausgebildet. In einer Ausführungsform weist jedes Wandlerelement im Wesentlichen die gleiche Größe und Form auf, wobei die Form jedes Elements rechteckig oder quadratisch ist.

[0061] Um Gitterkeulen zu vermeiden, wenn die Wandleranordnung als ein phasengesteuerter Gruppenwandler betrieben wird, ist der Teilungsabstand zwischen den Mitten der benachbarten Elemente in der Anordnung vorteilhafterweise kleiner als die halbe Wellenlänge des durch die Anordnung emittierten Signals. Es ist zu beachten, dass, um eine Wandleranordnung mit einer Frequenz von ungefähr 4 MHz zu betreiben, die Wellenlänge ungefähr bei 0,80 mm liegt. Daher sollte die Teilung ungefähr 400 μm betragen.

[0062] Das Steuersystem für phasengesteuerte Gruppenwandler 112a ist dazu ausgelegt, den sendenden Wandlern die gleichen elektrischen Signale oder Wellenformen mit Phasenverschiebung und Amplitudeneinstellung zu liefern, um einen Ultraschallstrahl in die gewünschte Richtung auszurichten. Die Verwendung mehrerer Wandler zum Senden und Empfangen des gleichen Signals führt zu einer deutlichen Wandlerverstärkung und einer guten Signalqualität.

[0063] Das MIMO-Gruppenwandler-Steuersystem 114a ist dazu ausgelegt, jedem sendenden Wandler eine beliebige Wellenform zu liefern. Dazu umfasst das Steuersystem für MIMO-Anwendungen 114a einen Wellenformgenerator (nicht gezeigt) für jeden Wandler. Die Wellenformgeneratoren sind dazu ausgelegt, verschiedene Wellenformen für jeden Wandler zu erzeugen. Diese Wellenformen können entweder korreliert oder unkorreliert miteinander sein und können in der zeitlichen, spektralen und/oder räumlichen Domäne getrennt sein. Es ist ebenso wichtig, dass sich die Wellenformen nicht gegenseitig stören. Eine Art, dies zu erreichen, ist mit einem Zeitmultiplex-(TDM)-geschalteten MIMO.

[0064] Jeder empfangende Wandler empfängt reflektierte Signale von jedem der sendenden Wandler. Wegen der unterschiedlichen Wellenformen können die reflektierten Signale dem sendenden Wandler, der diese emittiert, zugeordnet werden. Eine sendende Anordnung von N Wandlern und eine empfangende Anordnung von K Wandlern ergibt eine virtuelle $K \times N$ -Anordnung aus $K + N$ Elementen. Dies ermöglicht es MIMO-Gruppenwandlern, große virtuelle Aperturen und größere Auflösungswinkel aufzuweisen als die entsprechenden phasengesteuerten Gruppenwandler.

[0065] Die Steuersysteme für phasengesteuerte Gruppenwandler und MIMO-Gruppenwandler können jeweils einen Prozessor (nicht gezeigt) wie etwa eine zentrale Verarbeitungseinheit, eine anwendungsspezifische integrierte Schaltung (ASIC), eine feldprogrammierte Gatteranordnungsvorrichtung (FPGA-Vorrichtung) oder einen Mikrocontroller umfassen. Der Prozessor kann dazu ausgelegt sein, programmierte Befehle auszuführen, die in einem Speicher (nicht gezeigt) gespeichert sind. Die Befehle umfassen Befehle zur Phasenverschiebung und/oder zum Implementieren eines oder mehrerer Strahlenkennungsalgorithmen.

[0066] Das Blutgeschwindigkeitsdetektionssystem 108 umfasst Schaltvorrichtungen 116a, 116b, die dazu ausgelegt sind, die Eingänge in die sendenden Gruppenwandler 110a und die Ausgänge der empfangenden Gruppenwandler 110b jeweils zwischen dem Steuersystem für phasengesteuerte Gruppenwandler 112a, 112b und dem MIMO-Gruppenwand-

ler-Steuersystem 114a, 114b so umzuschalten, dass die Gruppenwandler nach Bedarf sowohl als phasengesteuerte Gruppenwandler als auch als MIMO-Gruppenwandler betrieben werden können. Jede geeignete Schaltkonfiguration und/oder Verfahrensweise kann für die Schaltvorrichtungen 116a, 116b verwendet werden.

[0067] Im Betrieb werden die Eingänge in die Gruppenwandler zuerst auf das MIMO-Gruppenwandler-Steuersystem 114 geschaltet, so dass der Gruppenwandler 110 als MIMO-Gruppenwandler betrieben wird. Das MIMO-Gruppenwandler-Steuersystem 114 liefert den sendenden Wandlern 110a beliebige unterschiedliche Wellenformen, die die Wandler dazu veranlassen, Ultraschallsignale zu emittieren, die grob in die Richtung des Blutgefäßes ausgerichtet sind. Reflektierte Signale werden von den empfangenden Wandlern 110b empfangen. Das MIMO-Gruppenwandler-Steuersystem 114 wertet die Ausgabe der empfangenden Wandler aus, um das Blutgefäß zu lokalisieren.

[0068] Die Eingänge in die Gruppenwandler 110a, 110b werden dann auf das Steuersystem für phasengesteuerte Gruppenwandler 112a, 112b geschaltet, so dass der Gruppenwandler als phasengesteuerter Gruppenwandler betrieben wird, um die höheren Wandlerverstärkungen und die bessere Signalqualität der phasengesteuerten Gruppenwandler auszunutzen, und da der einfallende und ausgehende Strahl durch Strahlenkung mit Phasenverschiebung ausgerichtet werden können.

[0069] Eine Aufgabe des kombinierten Blutgeschwindigkeitsdetektionssystems mit MIMO-Gruppenwandlern und phasengesteuerten Gruppenwandlern ist es, die Verwendung von Hochauflösungsalgorithmen wie Mehrsignalklassifikationsalgorithmen (MUSIC-Algorithmen) zu vermeiden. Um dies zu erreichen, können die Wandler als verstreut genutzte Gruppenwandler betätigt werden. Der Gruppenwandler kann als ein verstreut genutzter Gruppenwandler betrieben werden, indem einige Wandlerelemente von der Betätigung zum Erzeugen von Ultraschallsignalen ausgeschlossen werden. In einer Ausführungsform können die Wandler von der Betätigung als Teil des MIMO-Gruppenwandlers in einem zufälligen Muster ausgeschlossen werden, so dass verschiedene Teilungen oder Beabstandungen zwischen den Elementen in dem Gruppenwandler bereitgestellt werden. Die verstreute Beabstandung ermöglicht sogar größere virtuelle Aperturgrößen, die wiederum höhere Auflösungswinkel ergeben. Dies eröffnet die Möglichkeit, eine bessere räumliche/Winkelauflösung zu erreichen und eine bessere Winkelschätzung vorzunehmen, so dass das Blutgefäß mit größerer Zuverlässigkeit lokalisiert werden kann.

[0070] Obwohl die Offenbarung in den Zeichnungen und der vorangehenden Beschreibung genau gezeigt und beschrieben worden ist, sollte dies als beispielhaft und als nicht beschränkend betrachtet werden.

Patentansprüche

1. System zum Detektieren der Blutgeschwindigkeit in einem Blutgefäß, wobei das System Folgendes umfasst:

einen Gruppenwandler (46), der mehrere piezoelektrische Ultraschallwandler (70) umfasst, wobei jeder piezoelektrische Ultraschallwandler (70) Folgendes beinhaltet:

ein Trägersubstrat (78), das eine obere Fläche (96) aufweist;

mindestens einen Abstandshalter (82, 84), der sich von der oberen Fläche (96) nach oben erstreckt;

ein Wandlerelement (72, 74, 76), angebracht an einem oberen Abschnitt des mindestens einen Abstandshalters (82, 84), so dass das Wandlerelement (72, 74, 76) von der oberen Fläche (96) des Trägersubstrats (78) beabstandet ist, wobei das Wandlerelement (72, 74, 76) eine obere Elektrode (74) und eine untere Elektrode (76) umfasst;

Einstellelektroden (90, 92), positioniert auf der oberen Fläche (96) des Trägersubstrats (78) unter dem Wandlerelement (72, 74, 76); und

ein Neigungssteuersystem (102), das dazu ausgelegt ist, eine Vorspannung an die Einstellelektroden (90, 92) anzulegen, wobei die Vorspannung dazu ausgelegt ist, eine Potentialdifferenz zwischen den Einstellelektroden (90, 92) und der unteren Elektrode (76) zu erzeugen, was das Wandlerelement (72, 74, 76) veranlasst, sich zwischen einer ersten geneigten Position und einer zweiten geneigten Position um eine Schwenkachse (P) herum zu schwenken, wobei der Gruppenwandler (46) eine X-Achse und eine Y-Achse aufweist und wobei der Gruppenwandler (46) dazu ausgelegt ist, mit der X-Achse im Wesentlichen mit einem Blutgefäß unter dem Hautgebiet ausgerichtet an einem Hautgebiet angelegt zu werden, wobei das Wandlerelement (72, 74, 76) in der ersten geneigten Position einen ersten Winkel mit Bezug auf das Blutgefäß und in der zweiten geneigten Position einen zweiten Winkel mit Bezug auf das Blutgefäß definiert.

2. System nach Anspruch 1, wobei die Einstellelektroden (90, 92) eine erste Einstellelektrode (90) und eine zweite Einstellelektrode (92) beinhalten, wobei die erste Einstellelektrode (90) unter einem ersten Seitenabschnitt (98) des Wandlerelements (72, 74, 76) positioniert ist, wobei der erste Seitenabschnitt (98) an einer ersten Seite der Schwenkachse (P) verortet ist, wobei die zweite Einstellelektrode (92) unter einem zweiten Seitenabschnitt (100) des Wandlerelements (72, 74, 76) positioniert ist, und wobei der zweite Seitenabschnitt (100) an

einer zweiten Seite der Schwenkachse (P) verortet ist.

3. System nach Anspruch 2, wobei das Wandlerelement (72, 74, 76) in der ersten geneigten Position einen ersten Einfallswinkel mit Bezug auf das Blutgefäß definiert und wobei das Wandlerelement (72, 74, 76) in der zweiten geneigten Position einen zweiten Einfallswinkel mit Bezug auf das Blutgefäß definiert.

4. System nach Anspruch 3, ferner umfassend: ein Phasensteuersystem (62), das dazu ausgelegt ist, den Gruppenwandler (46) zu veranlassen, einen Ultraschallstrahl zu emittieren, wobei das Phasensteuersystem (62) dazu ausgelegt ist, den Strahl entlang der Y-Achse zu lenken, um einen Messwinkel für den Gruppenwandler zu ermitteln, wo das Blutgefäß verortet ist.

5. System nach Anspruch 1, wobei die obere Elektrode (74) und die untere Elektrode (76) aus Polysilizium ausgebildet sind.

6. System nach Anspruch 2, wobei das Trägersubstrat (78) eine Isolierungsschicht (94) auf der oberen Fläche (96) des Trägersubstrats (78) beinhaltet, und wobei die Einstellelektroden (90, 92) in der Isolierungsschicht (94) ausgebildet sind.

7. System nach Anspruch 6, wobei das Trägersubstrat (78) aus Silizium ausgebildet ist.

8. System nach Anspruch 6, wobei die untere Elektrode (76) in Kontakt mit der Isolierungsschicht (94) positioniert ist, wenn sich das Wandlerelement (72, 74, 76) in der ersten geneigten Position und der zweiten geneigten Position befindet.

9. Verfahren zum Kompensieren einer Fehlrichtung eines phasengesteuerten Gruppenwandlers (46) mit Bezug auf ein Blutgefäß, wobei das Verfahren Folgendes umfasst:

Anlegen des Gruppenwandlers (46) an ein Hautgebiet, wobei der Gruppenwandler (46) mehrere piezoelektrische Ultraschallwandler (70) umfasst, wobei jeder der piezoelektrischen Ultraschallwandler (70) Folgendes beinhaltet:

ein Trägersubstrat (78), das eine obere Fläche (96) aufweist;

mindestens einen Abstandshalter (82, 84), der sich von der oberen Fläche (96) nach oben erstreckt;

ein Wandlerelement (72, 74, 76) angebracht an einem oberen Abschnitt des mindestens einen Abstandshalters (82, 84), so dass das Wandlerelement (72, 74, 76) von der oberen Fläche (96) des Trägersubstrats (78) beabstandet ist, wobei das Wandlerelement (72, 74, 76) eine obere Elektrode (74) und eine untere Elektrode (76) umfasst, wobei das Wandlerelement (72, 74, 76) zwischen einer

ersten geneigten Position und einer zweiten geneigten Position um eine Schwenkachse (P) herum schwenkbar ist; und

Einstellelektroden (90, 92), positioniert auf der oberen Fläche (96) des Trägersubstrats (78) unter dem Wandlerelement (72, 74, 76);

Ermitteln eines ersten Messwinkels, unter welchem das Blutgefäß verortet ist, durch Lenken eines Ultraschallstrahls, der durch den Gruppenwandler (46) emittiert wird, mit einem Phasensteuersystem (62) mit den jeweiligen Wandlerelementen (72, 74, 76) in der ersten geneigten Position;

Anlegen einer Vorspannung an die Einstellelektroden (90, 92) der jeweiligen Wandlerelemente (72, 74, 76), um eine Potentialdifferenz zwischen dem jeweiligen Wandlerelement (72, 74, 76) und der unteren Elektrode (76) des jeweiligen Wandlerelements (72, 74, 76) zu erzeugen, wobei die Potentialdifferenz die jeweiligen Wandlerelemente (72, 74, 76) veranlasst, von der ersten geneigten Position in die zweite geneigte Position zu schwenken;

Ermitteln eines zweiten Messwinkels, unter welchem das Blutgefäß verortet ist, durch Lenken des Ultraschallstrahls, der durch den phasengesteuerten Gruppenwandler (46) emittiert wird, mit dem Phasensteuersystem (62); und

Bestimmen eines Fehlausrichtungswinkels des phasengesteuerten Gruppenwandlers (46) auf der Grundlage des ersten Messwinkels und des zweiten Messwinkels.

10. Verfahren nach Anspruch 9, wobei die erste geneigte Position einen ersten Einfallswinkel für das jeweilige Wandlerelement (72, 74, 76) definiert, und wobei die zweite geneigte Position einen zweiten Einfallswinkel für das jeweilige Wandlerelement (72, 74, 76) definiert.

11. Verfahren nach Anspruch 9, wobei die Einstellelektroden (90, 92) eine erste Einstellelektrode (90) und eine zweite Einstellelektrode (92) beinhalten, wobei die erste Einstellelektrode (90) unter einem ersten Seitenabschnitt (98) des Wandlerelements (72, 74, 76) positioniert ist, wobei der erste Seitenabschnitt (98) an einer ersten Seite der Schwenkachse (P) verortet ist, wobei die zweite Einstellelektrode (92) unter einem zweiten Seitenabschnitt (100) des Wandlerelements (72, 74, 76) positioniert ist, und wobei der zweite Seitenabschnitt (100) an einer zweiten Seite der Schwenkachse (P) verortet ist.

12. Verfahren nach Anspruch 9, wobei die obere Elektrode (74) und die untere Elektrode (76) aus Polysilizium ausgebildet sind.

13. Verfahren nach Anspruch 12, wobei das Trägersubstrat (78) aus Silizium ausgebildet ist.

14. Verfahren nach Anspruch 13, wobei das Trägersubstrat (78) eine Isolierungsschicht (94) auf der oberen Fläche (96) des Trägersubstrats (78) beinhaltet, und wobei die Einstellelektroden (90, 92) in der Isolierungsschicht (94) ausgebildet sind.

15. Verfahren nach Anspruch 14, wobei die untere Elektrode (76) in Kontakt mit der Isolierungsschicht (94) positioniert ist, wenn sich das Wandlerelement (72, 74, 76) in der ersten geneigten Position und der zweiten geneigten Position befindet.

Es folgen 11 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

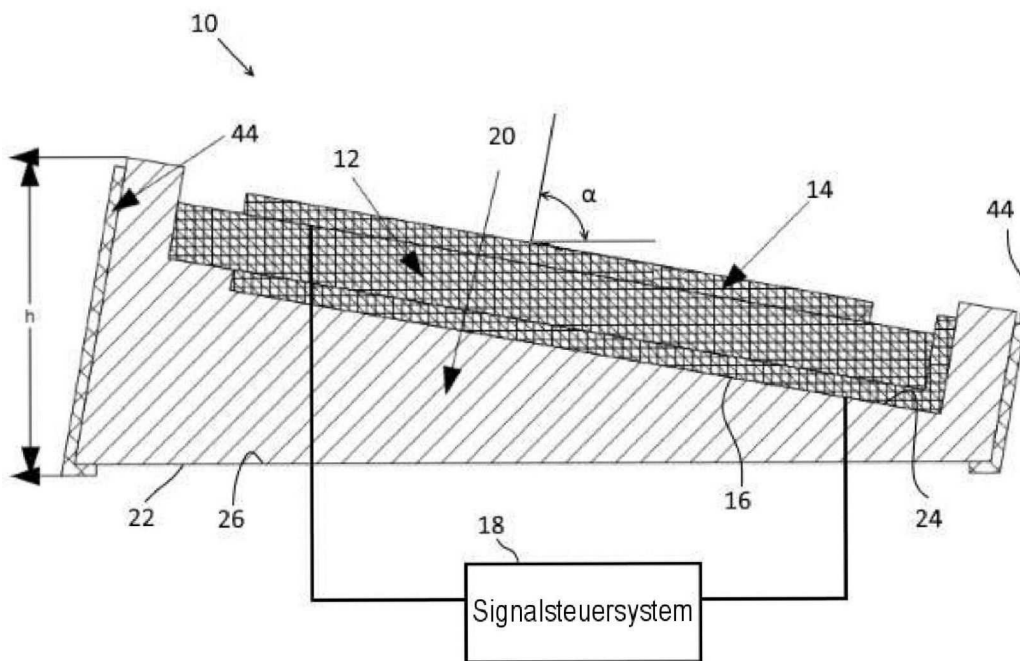


FIG. 1

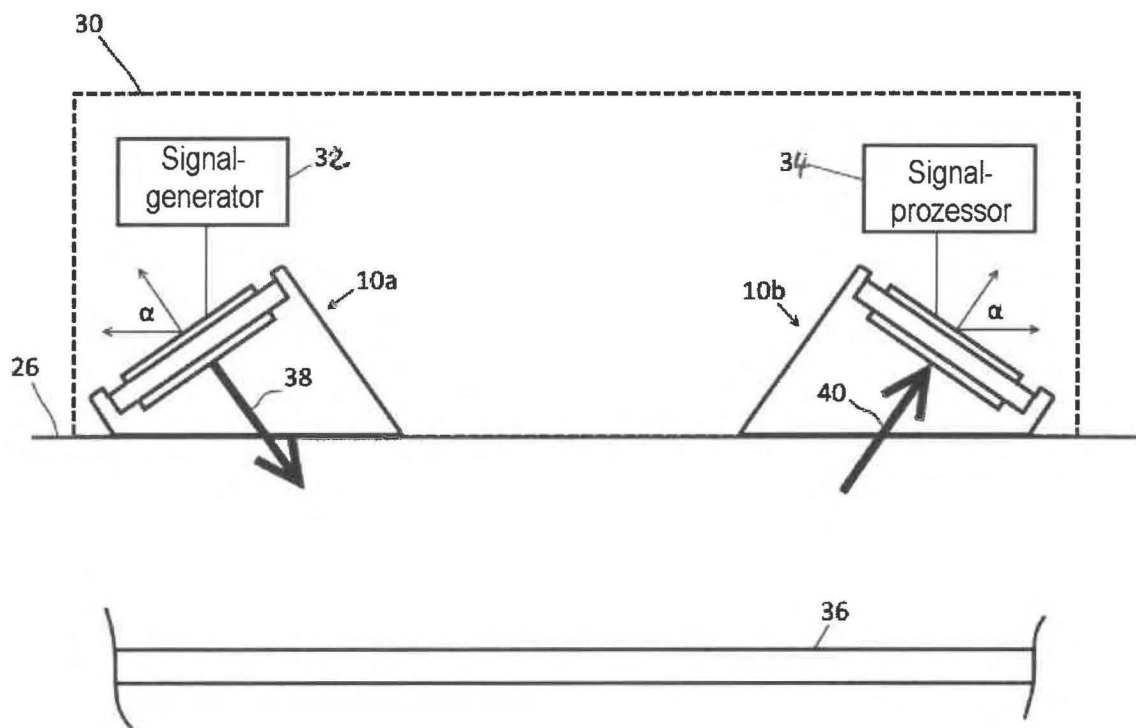


FIG. 2

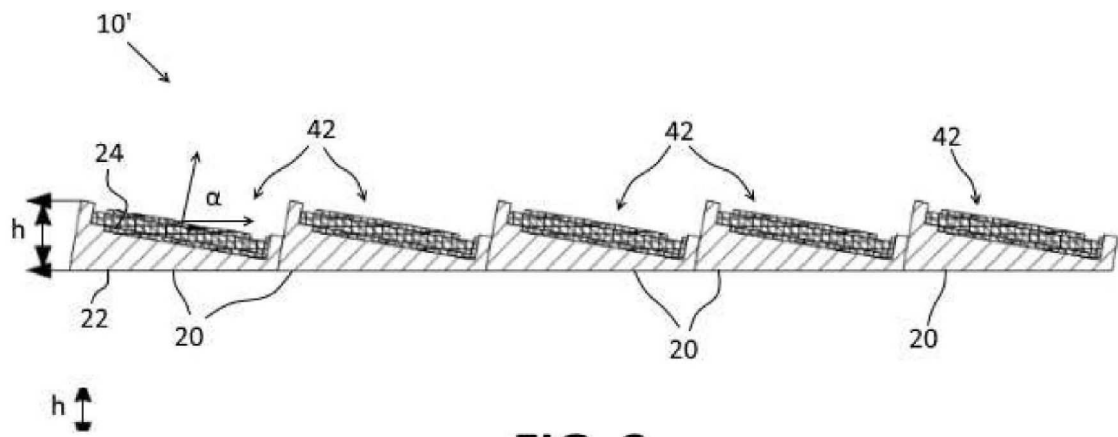


FIG. 3

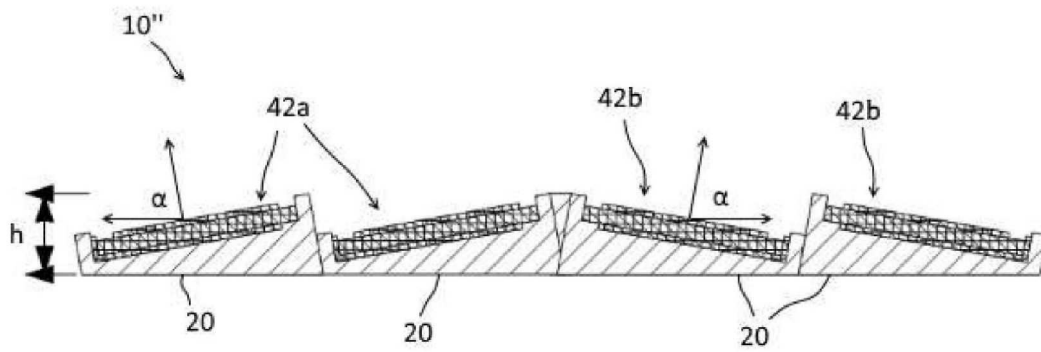


FIG. 4

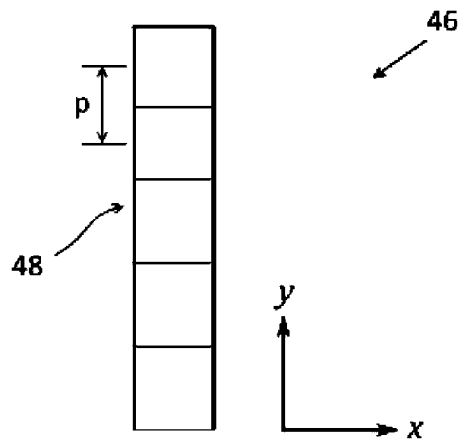


FIG. 5

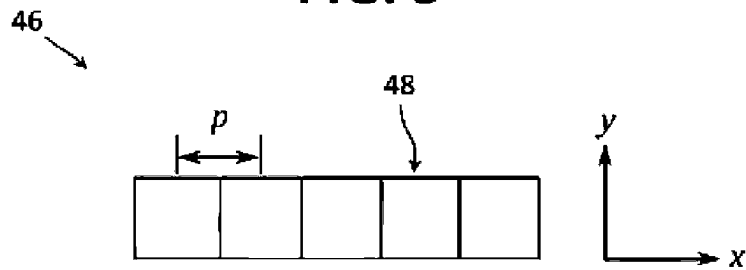


FIG. 6

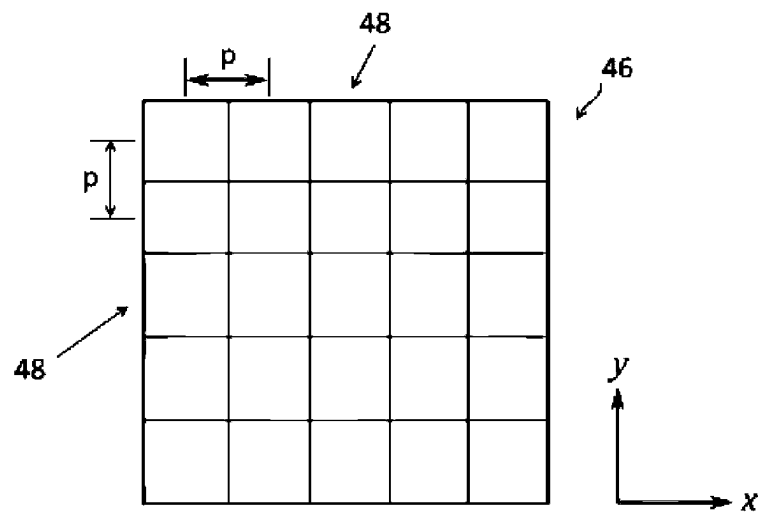


FIG. 7

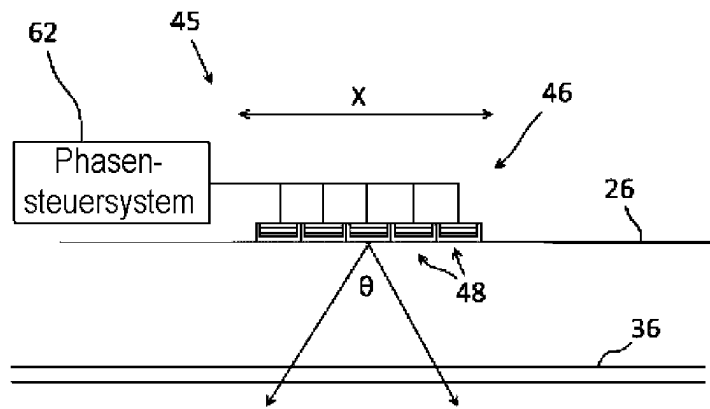


FIG. 8

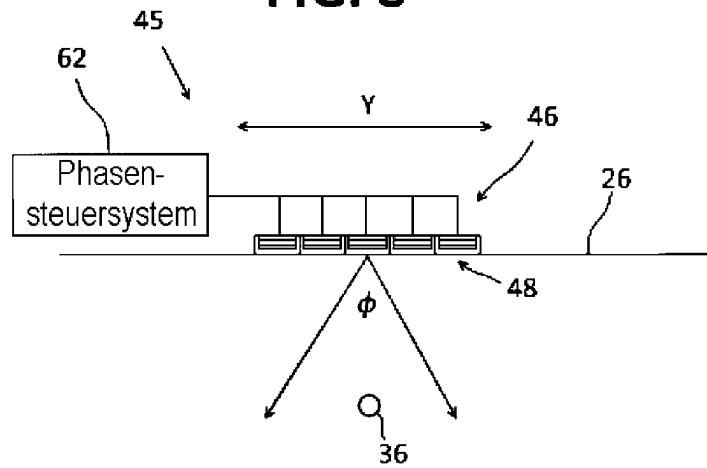


FIG. 9

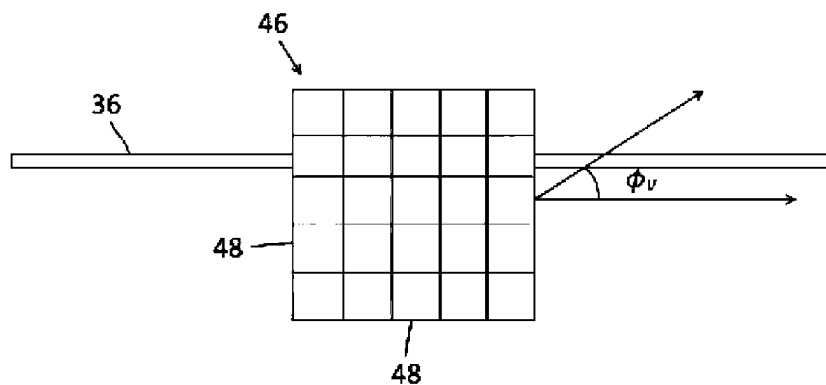


FIG. 10

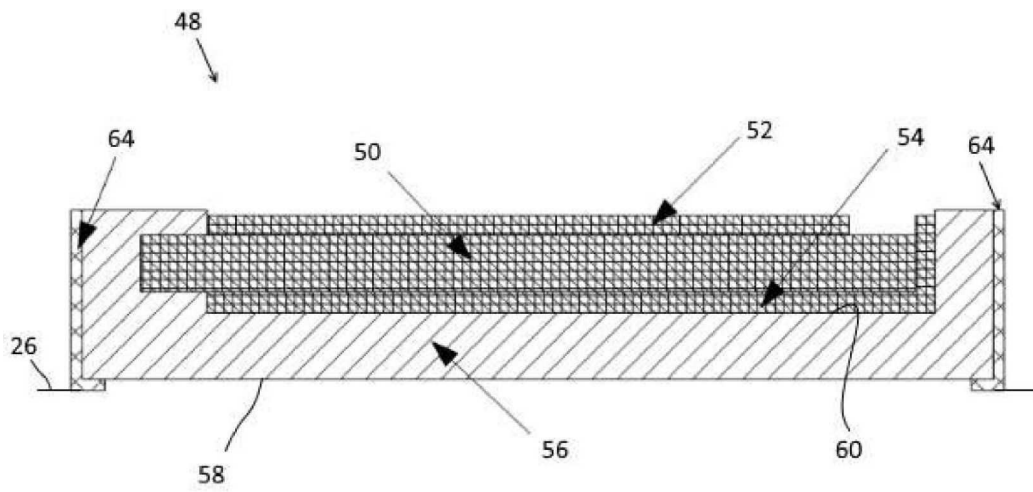


FIG. 11

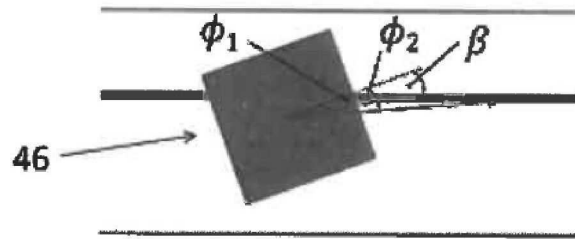


FIG. 12

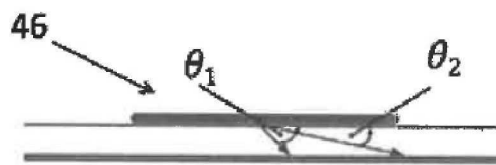


FIG. 13

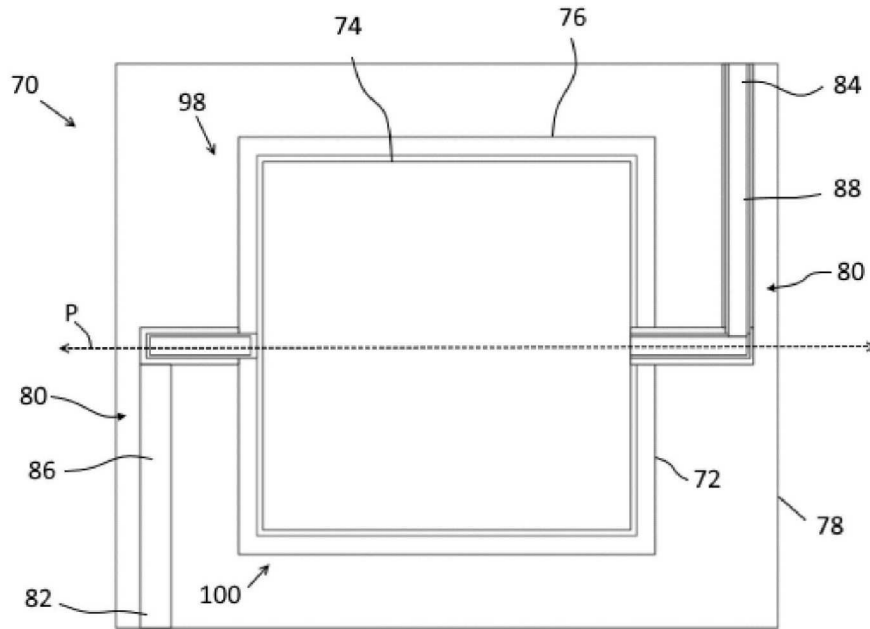


FIG. 14

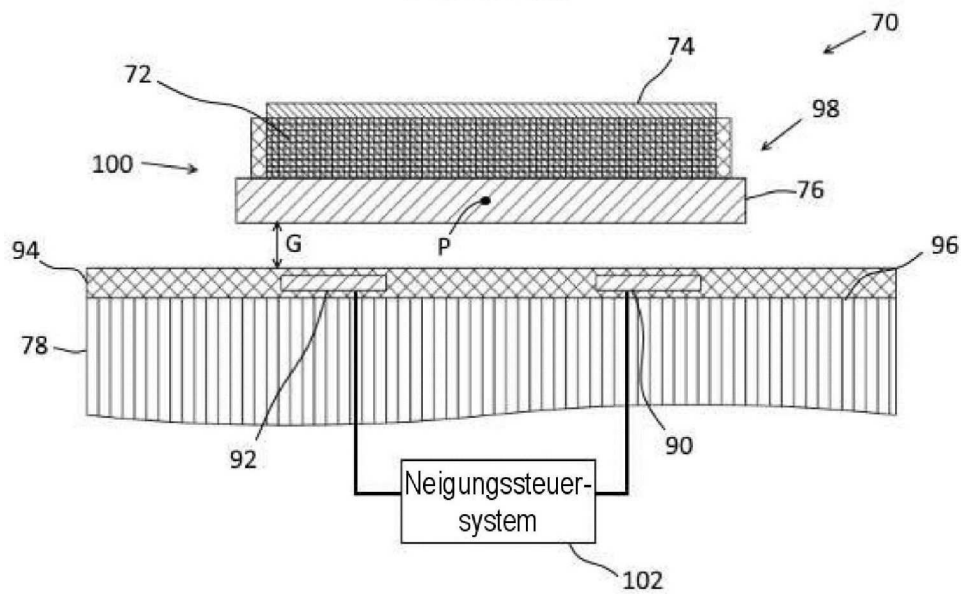


FIG. 15

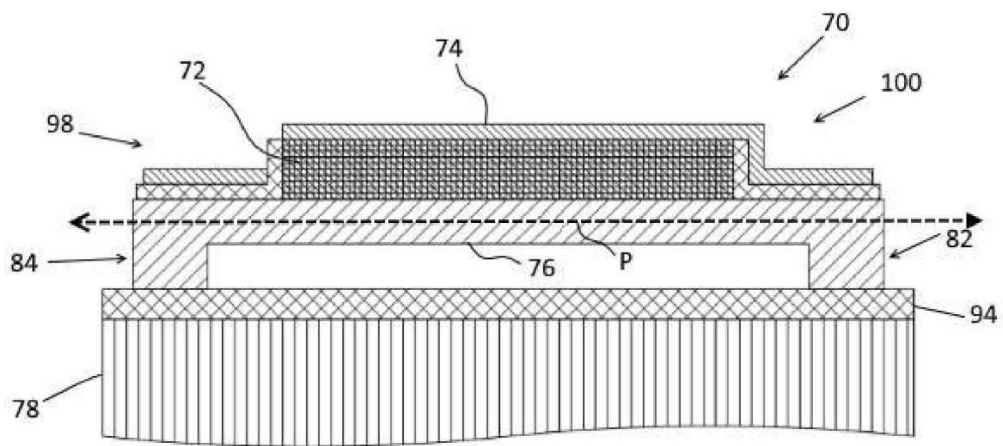


FIG. 16

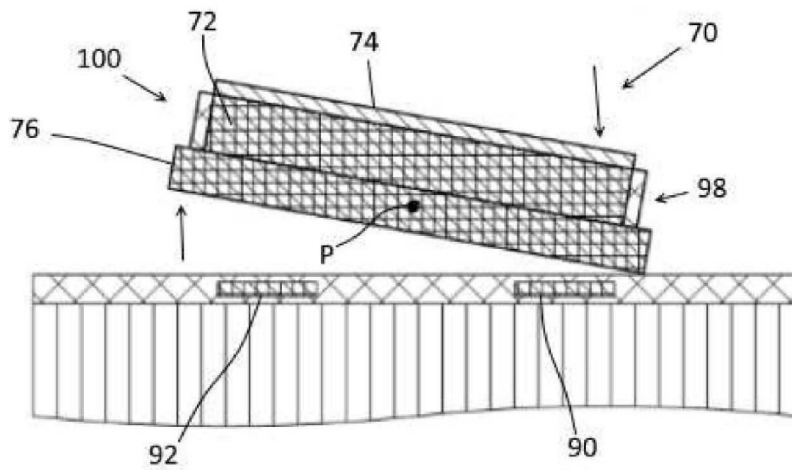


FIG. 17

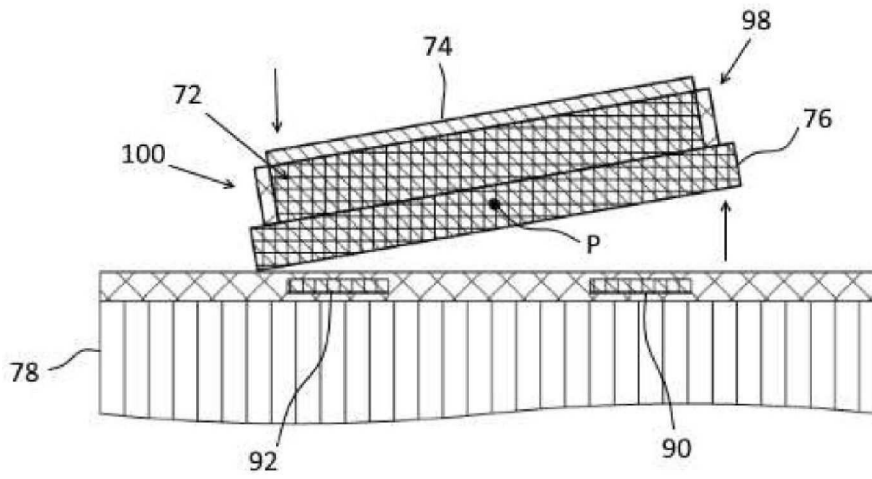


FIG. 18

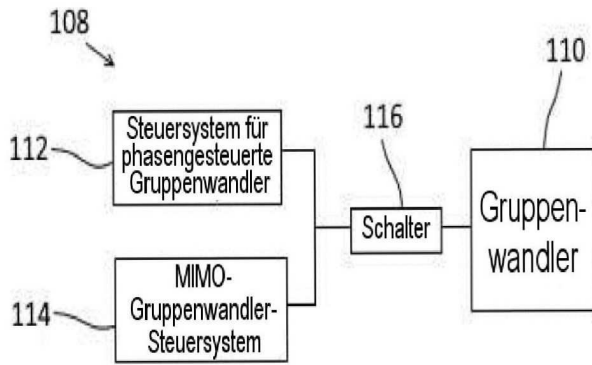


FIG. 19

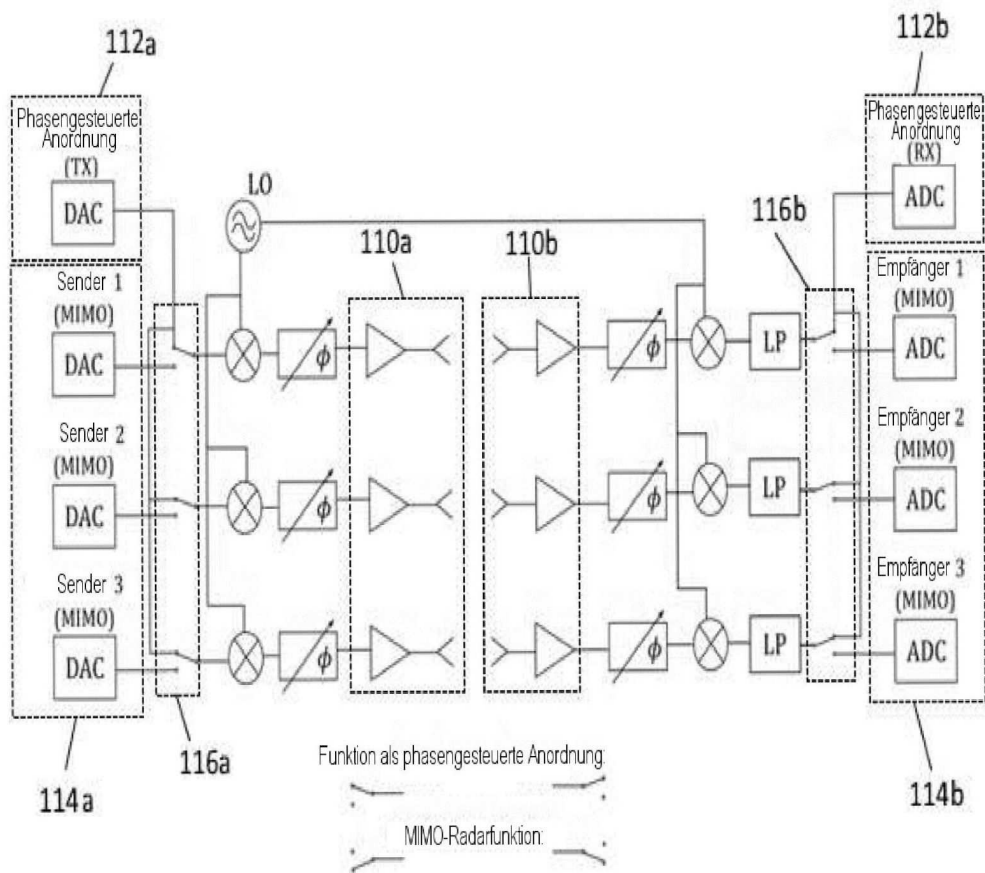


FIG. 20