

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication :

**2 460 489**

(A n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction).

A1

**DEMANDE  
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

**N° 79 17379**

(54)

Circuit de traitement des signaux de réception d'une mosaïque de transducteur ultrasonore utilisée en échographie de type B.

(51)

Classification internationale (Int. Cl. <sup>3</sup>). G 01 S 7/52; A 61 B 10/00.

(22)

Date de dépôt..... 4 juillet 1979.

(33) (32) (31)

Priorité revendiquée :

(41)

Date de la mise à la disposition du  
public de la demande..... B.O.P.I. — « Listes » n° 4 du 23-1-1981.

(71)

Déposant : LABORATOIRES D'ELECTRONIQUE ET DE PHYSIQUE APPLIQUEE, L.E.P., société anonyme, résidant en France.

(72)

Invention de : Michel Auphan et Ludo Baghuis.

(73)

Titulaire : *Idem* (71)

(74)

Mandataire : Christian Landousy, Société Civile SPID, 209, rue de l'Université, 75007 Paris.

La présente invention concerne un circuit de traitement des signaux de réception d'une mosaïque de transducteurs ultrasonores utilisée en échographie dite de type B.

Les systèmes d'examen par échographie ultrasonore qui  
5 utilisent une mosaïque de transducteurs ultrasonores répartis sur un certain nombre de lignes et de colonnes selon une disposition matricielle sont connus et utilisés depuis plusieurs années (voir notamment la demande de brevet français N° 7 537 929, déposée par la Demanderesse le 11 décembre 1975, et qui concerne un échographe  
10 de type C). On sait aussi qu'en utilisant pour la réalisation de cette mosaïque un matériau électrostrictif, c'est-à-dire un matériau ne délivrant un signal que s'il est préalablement polarisé, on simplifie considérablement la fabrication de la mosaïque : en effet, si  $n$  et  $p$  sont les nombres de lignes et de colonnes de la mosaïque et  
15 si l'on ne polarise qu'une seule ligne à la fois, il suffit de  $(n+p)$  fils de connexion pour recevoir  $(n \times p)$  signaux différents, puisque chaque colonne reçoit le signal correspondant au transducteur situé à l'intersection de cette colonne et de celle des lignes qui est polarisée et qu'une polarisation successive de chacune  
20 des  $n$  lignes permet d'explorer tous les transducteurs de la mosaïque.

La demande de brevet déjà citée mentionne le sulfate de triglycine (TGS) comme matériau électrostrictif convenant pour la réalisation de la mosaïque. Une telle substance a cependant un point de Curie (valeur de température au voisinage de laquelle se manifeste le caractère électrostrictif du matériau) relativement élevé,  
25 environ 49°C, et cette température n'est pas toujours supportable par un patient. Il peut donc être avantageux, si l'on ne souhaite pas alourdir le dispositif par la présence d'une paroi épaisse isolante, d'utiliser un matériau dont le point de Curie correspond à  
30 une température plus faible, ou de modifier la composition du TGS pour abaisser son point de Curie, par exemple jusqu'à 37°C.

L'exploitation des signaux obtenus avec un échographe ultrasonore est parfois confiée à un ordinateur qui permet d'assurer soit une focalisation synthétique à postériori des signaux qu'il  
35 stocke progressivement en mémoire, soit de façon plus ambitieuse une reconstitution de l'image de la partie examinée selon un des algorithmes de reconstruction dont on dispose actuellement.

La mise en oeuvre de ces procédés est cependant relativement longue et donc difficilement admissible pour des examens échographiques que l'on doit effectuer en temps réel : examen d'un fœtus vivant, d'un coeur en train de battre, etc... En particulier, l'avantage d'un examen échographique de type B, qui par principe est plus rapide qu'un examen de type C puisqu'on analyse à chaque émission une ligne entière du plan d'examen, ne doit pas être rendu inutile par l'utilisation d'une méthode de traitement des résultats de l'examen trop lente.

Le but de l'invention est de proposer un circuit original de traitement des signaux délivrés au cours d'un examen échographique de type B par une mosaïque de transducteurs ultrasonores électrostrictifs, destiné à permettre l'obtention rapide d'une image focalisée en poursuite d'échos.

L'invention concerne à cet effet, pour une mosaïque composée dans le cas présent d'une part de  $n$  électrodes pouvant être polarisées indépendamment les unes des autres et disposées suivant des lignes parallèles sur une des faces du matériau électrostrictif constituant la mosaïque et d'autre part de  $2p$  électrodes situées sur l'autre face de ce matériau et placées selon une disposition en colonnes parallèles orientées transversalement aux  $n$  lignes (disposition prévue pour qu'à un instant déterminé la connexion de sortie d'une colonne délivre seulement le signal reçu par le transducteur situé à l'intersection de cette colonne et de celle des lignes qui est polarisée), un circuit de traitement caractérisé en ce que les  $2p$  connexions de sortie des colonnes sont reliées par l'intermédiaire de voies distinctes en parallèle comprenant chacune un amplificateur et une ligne à retard variable aux  $p$  entrées d'un premier additionneur et en ce que la sortie de ce premier additionneur est reliée, par l'intermédiaire d'une chaîne de  $(q-1)$  lignes à retard déterminé, aux entrées respectives de  $q$  lignes à retard variable en parallèle dont les sorties sont reliées aux  $q$  entrées d'un deuxième additionneur. Les retards des lignes à retard variable reliées aux entrées des premier et deuxième additionneurs respectivement sont pilotés de façon que ces lignes à retard constituent l'équivalent d'une première et d'une deuxième lentilles ultrasonores cylindriques, d'axes parallèles aux colonnes et aux

lignes respectivement, et de distance focale croissante. Grâce à cette disposition d'ensemble du circuit, le signal délivré par le deuxième additionneur est un signal qui correspond à une échographie focalisée de type B.

5 D'autres particularités et avantages de l'invention peuvent être mieux compris en se référant à la description qui suit et au dessin annexé donné à titre d'exemple non limitatif et qui représente le circuit de traitement de signaux conforme à l'invention.

10 Le circuit 1 représenté sur la figure et qui est prévu pour être utilisé dans un système d'échographie à focalisation bidimensionnelle est placé en sortie d'une mosaïque 2 de transducteurs ultrasonores électrostrictifs dont la structure est la suivante. Le matériau actif, qui est par exemple, dans le cas  
15 présent, une plaquette rectangulaire 3 de sulfate de triglycine (appelé TGS dans la suite de la description), porte sur l'une de ses faces 4a un jeu de  $n$  électrodes disposées suivant des lignes parallèles  $EL_1$  à  $EL_n$  ; ces électrodes peuvent être, chacune de façon indépendante, reliées à un circuit de polarisation 5 à l'aide  
20 de commutateurs  $CL_1$  à  $CL_n$  (représentés, à des fins de clarté de la figure, comme des interrupteurs mécaniques) commandés selon une séquence de balayage appropriée. Un seul de ces commutateurs ( $CL_i$  puis  $CL_{i+1}$ , etc...) doit être fermé à la fois, en suivant l'ordre géométrique. Sur sa deuxième face 4b, la plaquette de TGS  
25 porte un jeu de  $2p$  électrodes disposées en colonnes  $EC_1$  à  $EC_{2p}$  orientées perpendiculairement aux lignes  $EL_1$  à  $EL_n$  et porteuses chacune d'une connexion de sortie  $CS_1$  à  $CS_{2p}$ .

Il résulte de cette disposition d'ensemble qu'à un instant déterminé la connexion de sortie d'une colonne quelconque délivre  
30 exclusivement le signal reçu par le transducteur situé à l'intersection de cette colonne et de celle des lignes qui, conformément à la séquence de balayage adoptée, est à cet instant polarisée.

Selon l'invention, les connexions de sortie  $CS_1$  à  $CS_{2p}$  des colonnes sont regroupées deux à deux symétriquement,  $CS_1$  avec  
35  $CS_{2p}$ ,  $CS_2$  avec  $CS_{2p-1}$ , ...,  $CS_j$  avec  $CS_{2p-j+1}$  et les  $p$  connexions résultantes  $CR_1$  à  $CR_p$  sont reliées, par l'intermédiaire de  $p$  voies distinctes en parallèle comprenant chacune un amplificateur  $A_k$  et

une ligne à retard variable  $ARV_k$  (avec  $k$  variant de 1 à  $p$ ), aux  $p$  entrées d'un additionneur 10. La sortie de cet additionneur 10 est à son tour reliée, par l'intermédiaire d'une chaîne de  $(q-1)$  lignes à retard déterminé  $LRF_1$  à  $LRF_{q-1}$  aux entrées de  $q$  lignes à retard variable  $BRV_1$  à  $BRV_q$  en parallèle ; le retard déterminé imposé par chacune des lignes  $LRF_1$  à  $LRF_{q-1}$  est ici égal à la période de répétition de l'émission ultrasonore, ce qui équivaut à effectuer l'analyse de la région examinée suivant des directions perpendiculaires à la mosaïque 2, mais il pourrait avoir une valeur inférieure ou supérieure à celle de cette période pour permettre une analyse oblique (et non plus à  $90^\circ$ ) selon un angle fixé justement par le choix de cette valeur. Les sorties des  $q$  lignes  $BRV_1$  à  $BRV_q$  sont reliées respectivement aux  $q$  entrées d'un deuxième additionneur 20, qui délivre en sortie le signal utile du système d'échographie à focalisation bidimensionnelle, c'est-à-dire le signal utilisé pour constituer l'image échographique de type B. Un balayage linéaire de l'image est effectué grâce au jeu des commutateurs  $CL_1$ . Les lignes examinées sont parallèles si la période de répétition ultrasonore est constante ; si elle ne l'est pas, les lignes examinées font entre elles un certain angle, et la région examinée devient trapézoïdale.

Les retards des lignes  $ARV_1$  à  $ARV_p$  sont pilotés de façon que la première partie du circuit de traitement des signaux ultrasonores, celle qui est comprise entre les connexions de sortie  $CS_1$  à  $CS_{2p}$  et la sortie du premier additionneur 10, constitue l'équivalent et joue le rôle d'une lentille ultrasonore cylindrique d'axe parallèle aux colonnes, assurant la focalisation des signaux ultrasonores reçus par les colonnes de la mosaïque avec une distance focale régulièrement croissante pour effectuer une poursuite d'échos. Cette distance focale est bien entendu égale à  $ct/2$ , si  $c$  est la vitesse de propagation du son dans les tissus et  $t$  le temps écoulé après l'émission. De même, les retards des lignes  $BRV_1$  à  $BRV_q$  sont pilotés de façon que la deuxième partie du circuit de traitement des signaux ultrasonores, celle qui est comprise entre la sortie du premier additionneur 10 et la sortie du deuxième additionneur 20, constitue l'équivalent et joue le rôle d'une deuxième lentille ultrasonore cylindrique d'axe parallèle aux lignes,

assurant la focalisation des signaux ultrasonores reçus par les lignes de la mosaïque avec une distance focale régulièrement croissante (égale comme précédemment à  $ct/2$ ) pour effectuer une poursuite d'échos).

5           En échographie de type B, l'absence de focalisation à l'émission conduit à une apparition de lobes secondaires plus prononcée qu'avec les systèmes échographiques de type C. Il est alors possible de rendre le faisceau ultrasonore émis plus directif en prévoyant, selon une première variante de l'invention, une émission  
10 simultanée de plusieurs transducteurs ou, selon une deuxième variante de l'invention, une apodisation de ces lobes par la mise en place d'un atténuateur réglable en série entre la sortie de chaque ligne à retard variable et les entrées correspondantes des additionneurs. Il est également possible de réserver la plaquette de TGS pour la  
15 fonction de réception et d'obtenir un faisceau d'émission plus étroit en prévoyant, exclusivement pour l'émission, une plaquette de zirconotitanate de plomb par exemple (appelé PZT dans la suite de la description), placée juste au-dessus de la plaquette de TGS ; cette plaquette de PZT, nettement plus étroite que celle de TGS, produit  
20 un faisceau de dispersion plus faible.

Bien entendu, la présente invention n'est pas limitée aux exemples de réalisation cités, à partir desquels d'autres variantes peuvent être proposées sans pour cela sortir du cadre de l'invention.

On notera par exemple que le circuit selon l'invention peut  
25 être entièrement numérique à partir de la sortie du premier additionneur 10, il suffit pour cela de placer en sortie de cet additionneur un convertisseur analogique-numérique. On bénéficie ainsi de la plus grande sûreté de fonctionnement attachée au traitement numérique de tout signal. Par ailleurs, la réalisation de lignes à retard est  
30 plus simple en version numérique qu'en version analogique.

On notera également que le circuit décrit et représenté est utilisable quel que soit le matériau électrostrictif utilisé. Le TGS ayant un point de Curie voisin de  $49^{\circ}\text{C}$  et impliquant la présence d'une part d'un dispositif pour le maintenir au voisinage  
35 de cette température et d'autre part d'un dispositif de protection thermique du patient examiné (par exemple une paroi en caoutchouc),

il peut être avantageux soit de modifier la composition du TGS pour abaisser son point de Curie, par exemple jusqu'à 37°C, soit d'utiliser d'autres matériaux dont le point de Curie est voisin de la température ambiante.

- 5 Il est manifeste, enfin, que l'invention englobe tout système d'examen échographique de type B dans lequel est incorporé un circuit de traitement conforme à la description qui vient d'être faite.

**REVENDEICATIONS :**

1. Circuit de traitement des signaux de réception délivrés en réponse aux émissions successives des transducteurs par une mosaïque de transducteurs ultrasonores électrostrictifs composée de  $n$  électrodes disposées en lignes parallèles sur une des faces du matériau électrostrictif constituant la mosaïque et pouvant être polarisées indépendamment les unes des autres et de  $2p$  électrodes placées selon une disposition en colonnes parallèles transversales aux  $n$  lignes prévue pour qu'à un instant déterminé après l'émission effectuée par un transducteur la connexion de sortie d'une colonne quelconque délivre seulement le signal reçu par le transducteur situé à l'intersection de cette colonne et de celle des lignes qui, conformément à une séquence de balayage déterminée, est à cet instant polarisée, caractérisé en ce que les connexions de sortie des colonnes sont regroupées deux à deux symétriquement, en ce que les  $p$  connexions résultantes sont reliées, par l'intermédiaire de  $p$  voies distinctes comprenant chacune un amplificateur et une ligne à retard variable, respectivement aux  $p$  entrées d'un premier additionneur, et en ce que la sortie de cet additionneur est reliée, par l'intermédiaire d'une chaîne de  $(q-1)$  lignes à retard déterminé, aux entrées respectives de  $q$  lignes à retard variable en parallèle dont les sorties sont respectivement reliées aux  $q$  entrées d'un deuxième additionneur, les retards des lignes à retard variable reliées aux entrées du premier additionneur étant pilotés de façon que ces lignes à retard constituent l'équivalent d'une première lentille ultrasonore cylindrique de distance focale croissante et d'axe parallèle aux colonnes et les retards des lignes à retard variable reliées aux entrées du deuxième additionneur étant pilotés de façon que ces lignes à retard constituent l'équivalent d'une deuxième lentille identique mais d'axe parallèle aux lignes.
2. Circuit selon la revendication 1, caractérisé en ce que le retard déterminé des  $(q-1)$  lignes à retard prévues en sortie du premier additionneur est égal à la période de répétition de l'émission ultrasonore.
3. Circuit selon la revendication 1, caractérisé en ce que le retard déterminé des  $(q-1)$  lignes à retard prévues en sortie du premier additionneur est réglable de part et d'autre de la valeur de la période de répétition de l'émission ultrasonore.



4. Circuit selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que les 2p électrodes placées selon une disposition en colonnes parallèles sont orientées perpendiculairement aux n électrodes disposées en lignes parallèles.
- 5 5. Circuit selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que l'émission ultrasonore est effectuée par plusieurs transducteurs.
6. Circuit selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisé en ce qu'un atténuateur réglable est prévu en série entre  
10 la sortie de chaque ligne à retard variable et les entrées correspondantes des additionneurs.
7. Circuit selon l'une des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que l'émission ultrasonore est effectuée à l'aide  
15 d'une mosaïque auxiliaire de dimensions plus faibles que celles de la mosaïque de transducteur électrostrictifs, afin d'obtenir des faisceaux émis plus directifs.
8. Circuit selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comprend un convertisseur analogique-numérique placé en série entre la sortie du premier  
20 additionneur et l'entrée de la chaîne des (q-1) lignes à retard déterminé.

