

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2016 年 10 月 20 日(20.10.2016)



(10) 国際公開番号
WO 2016/167131 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/14 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/060598
- (22) 国際出願日: 2016 年 3 月 31 日(31.03.2016)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2015-084828 2015 年 4 月 17 日(17.04.2015) JP
- (71) 出願人: 株式会社ソシオネクスト(SOCIONEXT INC.) [JP/JP]; 〒2220033 神奈川県横浜市港北区新横浜二丁目 10 番 23 Kanagawa (JP).
- (72) 発明者: 足立 直人(ADACHI, Naoto); 〒2220033 神奈川県横浜市港北区新横浜二丁目 10 番 23 株式会社ソシオネクスト内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 伊東 忠重, 外(ITO, Tadashige et al.); 〒1000005 東京都千代田区丸の内二丁目 1 番 1 号丸の内 M Y P L A Z A (明治安田生命ビル) 16 階 Tokyo (JP).

- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

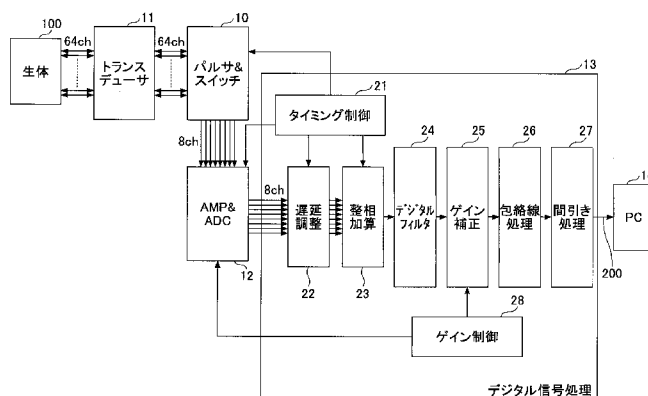
添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: ULTRASONIC EXAMINATION DEVICE, AND CONTROL METHOD FOR ULTRASONIC EXAMINATION DEVICE

(54) 発明の名称: 超音波検査装置及び超音波検査装置の制御方法

〔図1〕



- 10 Pulsar and switch
11 Transducer
13 Digital signal processing
21 Timing control
22 Delay adjustment
23 Phasing addition
24 Digital filter
25 Gain compensation
26 Envelope processing
27 Downsampling
28 Gain control
100 Living body

(57) Abstract: This ultrasonic examination device comprises: a plurality of transducers arranged in a row; a selection circuit that has a plurality of transducers selected from the plurality of transducers transmit an ultrasonic pulse and respectively receive a plurality of reception signals; and a digital signal processing circuit that adds combinations of timings of reception signals that have been weighted using corresponding weighting factors. The digital signal processing circuit varies the weighting factors according to the temporal position on the plurality of reception signals, in such a manner that the ratio between the plurality of weighting factors varies.

(57) 要約: 超音波検査装置は、一列に配列された複数個のトランスデューサと、複数個のトランスデューサのうちの選択された複数個のトランスデューサに超音波パルスを送信させ複数個の受信信号をそれぞれ受信させる選択回路と、それぞれ対応する複数個の重み係数で重み付けされた複数個の受信信号を互いにタイミングを合わせて加算するデジタル信号処理回路とを含み、デジタル信号処理回路は、複数個の重み係数の間の値の比が変化するように、複数個の受信信号上の時間位置に応じて複数個の重み係数を変化させる。

明 細 書

発明の名称：超音波検査装置及び超音波検査装置の制御方法

技術分野

[0001] 本願開示は、超音波検査装置及び超音波検査装置の制御方法に関する。

背景技術

[0002] 超音波画像診断装置等の超音波検査装置においては、パルス回路からトランスデューサにパルス電圧信号が印加され、当該パルス電圧信号に応じてトランスデューサが超音波パルスを生体内に送信する。筋肉と脂肪との間等の音響インピーダンスが異なる生体組織の境界において超音波パルスが反射され、反射波がトランスデューサにより受信される。一回の超音波パルス送信により得られる受信信号は、時間と共に振幅が変化する信号となり、受信信号中の時間位置がトランスデューサから生体内反射点までの距離に対応し、受信信号の振幅が生体内反射点の反射の強さに対応する。一回の超音波パルス送信により得られる時間と共に振幅が変化する受信信号は、空間的な輝度変化を有する一本の走査線に対応する輝線として表示画面上に表示される。超音波パルスを発射する位置を横方向に順次ずらしながら得られた複数の受信信号を、複数の走査ラインに対する複数の輝線として表示画面上に位置をずらして表示することにより、超音波断層像を形成することができる。

[0003] 超音波パルスを走査するために、多数のトランスデューサ素子が例えば一次元に配列されたトランスデューサアレイが用いられる。一回の超音波パルスの送信動作においては、一列に配置された n 個のトランスデューサ素子のうち、 m 個（ $m < n$ ）のトランスデューサ素子を一緒に駆動する。この際、互いに若干のタイミングのずれを持たせたパルス電圧信号を m 個のトランスデューサ素子に印加して、 m 個のトランスデューサ素子から僅かに異なるタイミングで超音波パルスを発射してよい。これにより、 m 個のトランスデューサ素子に相当する大きさの開口を有する発射面から、焦点に向かって進行する波面を有する超音波ビームを形成することができる。 n 個のトランスデ

ューサ素子のうち駆動する m 個のトランスデューサの位置を、一次元配列上で順次ずらしていくことにより、横方向（トランスデューサ素子の並び方向）に超音波ビームを走査することができる。

[0004] 反射波の受信時には、超音波送信時に用いたのと同じの m 個のトランスデューサを用いて反射波を受信してよい。 m 個のトランスデューサが出力する m 個のアナログ受信信号は、 m 個のADC（アナログデジタル変換器）によりデジタル受信信号に変換される。 m 個のデジタル受信信号は、上記焦点から m 個のトランスデューサまでの距離の差に応じた互いの時間差がゼロになるよう遅延調整され、焦点位置からの反射波の信号が同一の時間位置に配置された受信信号となるようタイミング調整される。この遅延調整後の m 個のデジタル受信信号は、互いに加算され、加算結果として1つのデジタル受信信号が得られる。この1つのデジタル受信信号に対してノイズ除去、ゲイン補正、包絡線検出等の処理を施す。これらの処理により得られた処理後のデジタル信号が、超音波断層像を形成する一本の輝線として表示画面に表示されてよい。

[0005] 近年、超音波検査装置のモバイル機器化が期待されており、装置の小型化及び低消費電力化が進められている。装置の小型化及び低消費電力化のためには、ADCの数を少なくしたり、トランスデューサの駆動電圧を低電圧化することが考えられる。従来の高額な医療用の超音波画像診断装置では、ADCのチャンネル数即ち同時に送受信するトランスデューサ素子の数は例えば32個或いは64個等であり、高いフォーカス能力を有した超音波ビームにより高品質な画像を提供している。小型化及び低消費電力化のためにADCのチャンネル数即ち同時駆動するトランスデューサ素子の数を少なくすると、超音波パルス及び受信信号の総体的な強度が弱くなると共にフォーカス能力も低下して、画質が劣化してしまうという問題がある。従って、チャンネル数を削減して効果的に低消費電力化を図りながらも画質の劣化を成る可く小さくすることが望まれる。

[0006] 近年、超音波検査装置のモバイル機器化が期待されており、装置の小型化

及び低消費電力化が進められている。装置の小型化及び低消費電力化のためには、A D C の数を少なくしたり、トランスデューサの駆動電圧を低電圧化することが考えられる。従来の高額な医療用の超音波画像診断装置では、A D C のチャンネル数即ち同時に送受信するトランスデューサ素子の数は例えば 3 2 個或いは 6 4 個等であり、高いフォーカス能力を有した超音波ビームにより高品質な画像を提供している。小型化及び低消費電力化のために A D C のチャンネル数即ち同時駆動するトランスデューサ素子の数を少なくして例えば 8 個等にすると、超音波パルス及び受信信号の総体的な強度が弱くなり、画質が低下してしまう。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特開 2 0 0 7 - 2 1 1 9 2 号公報

特許文献2：特開 2 0 0 9 - 5 7 4 1 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] 以上を鑑みると、超音波検査装置において、チャンネル数を削減しながらも画質の劣化を小さくすることが望まれる。

課題を解決するための手段

[0009] 超音波検査装置は、一列に配列された複数個のトランスデューサと、前記複数個のトランスデューサのうちの選択された複数個のトランスデューサに超音波パルスを送信させ複数個の受信信号をそれぞれ受信させる選択回路と、それぞれ対応する複数個の重み係数で重み付けされた前記複数個の受信信号を互いにタイミングを合わせて加算するデジタル信号処理回路とを含み、前記デジタル信号処理回路は、前記複数個の重み係数の間の値の比が変化するように、前記複数個の受信信号上の時間位置に応じて前記複数個の重み係数を変化させる。

発明の効果

[0010] 少なくとも１つの実施例によれば、超音波検査装置において、チャンネル数を削減しながらも画質の劣化を小さくすることができる。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]超音波検査装置の構成の一例を示す図である。

[図2] 8個のトランスデューサ素子を選択的に駆動したときの送信動作の一例を示す図である。

[図3] 8個のトランスデューサ素子を選択的に駆動したときの受信動作の一例を示す図である。

[図4] 8個のトランスデューサ素子により深さ方向の異なる位置からの反射波を受信する動作の一例を示す図である。

[図5] 重み係数の一例を示す図である。

[図6] タイミング制御回路及び整相加算回路の構成の一例を示す図である。

[図7] アンプ&AD変換回路の構成の一例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0012] 以下に、本発明の実施例を添付の図面を用いて詳細に説明する。なお以下の図面において、同一又は対応する構成要素は同一又は対応する番号で参照し、その説明は適宜省略する。

[0013] 図1は、超音波検査装置の構成の一例を示す図である。図1に示す超音波検査装置は、パルサ&スイッチ回路10、トランスデューサアレイ11、アンプ&AD変換回路（AMP & ADC）12、及びデジタル信号処理回路13を含む。デジタル信号処理回路13は、タイミング制御回路21、遅延調整回路22、整相加算回路23、デジタルフィルタ24、ゲイン補正回路25、包絡線処理回路26、間引き回路27、及びゲイン制御回路28を含む。超音波検査装置が生成した生体100の超音波断層像のデータは、Bluetooth等インターフェース200を介してパーソナルコンピュータ（PC）14やタブレット等の情報処理及び表示機器に送信されてよい。

[0014] 図1及び以降の同様の図において、各ボックスで示される各回路又は機能ブロックと他の回路又は機能ブロックとの境界は、基本的には機能的な境界

を示すものであり、物理的な位置の分離、電気的な信号の分離、制御論理的な分離等に対応するとは限らない。各回路又は機能ブロックは、他のブロックと物理的にある程度分離された1つのハードウェアモジュールであってもよいし、或いは他のブロックと物理的に一体となったハードウェアモジュール中の1つの機能を示したものであってもよい。

[0015] トランスデューサアレイ11には、複数個（図1の例では64個）のトランスデューサ素子が一行に配列されている。パルス&スイッチ回路10は、トランスデューサアレイ11の一行に配列された複数個のトランスデューサ素子のうちの選択された複数個（図1の例では8個）のトランスデューサ素子に、超音波パルスを送信させ、複数個の受信信号をそれぞれ受信させる。具体的には、デジタル信号処理回路13のタイミング制御回路21による制御の下で、パルス&スイッチ回路10から、トランスデューサアレイ11の配列方向に連続して配置される選択された複数のトランスデューサ素子にパルス電圧信号が印加される。当該パルス電圧信号に応じて、複数のトランスデューサ素子が超音波パルスを生体100内に送信する。筋肉と脂肪との間等の音響インピーダンスが異なる生体組織の境界において超音波パルスが反射され、反射波が上記の選択されたトランスデューサ素子により受信される。

[0016] 8個のトランスデューサ素子を一緒に駆動する際、互いに若干のタイミングのずれを持たせたパルス電圧信号を8個のトランスデューサ素子に印加して、8個のトランスデューサ素子から僅かに異なるタイミングで超音波パルスを発射する。これにより、8個のトランスデューサ素子に相当する大きさの開口を有する発射面から、焦点に向かって進行する波面を有する超音波ビームを形成することができる。トランスデューサアレイ11の64個のトランスデューサ素子のうち駆動する8個のトランスデューサの位置を、一次元配列上で順次ずらしていくことにより、横方向（トランスデューサ素子の並び方向）に超音波ビームを走査することができる。8個のトランスデューサ素子に印加するパルス電圧信号のタイミングは、デジタル信号処理回路13

のタイミング制御回路 2 1 により制御されてよい。

[0017] 反射波の受信時には、超音波送信時に用いたのと同じの 8 個のトランスデューサ素子を用いて反射波を受信してよい。8 個のトランスデューサ素子が出力する 8 個のアナログ受信信号は、アンプ & A/D 変換回路 1 2 に供給され増幅され、アンプ & A/D 変換回路 1 2 の 8 個の A/D C（アナログデジタルコンバーター）によりデジタル受信信号に変換される。変換後のデジタル受信信号は、アンプ & A/D 変換回路 1 2 からデジタル信号処理回路 1 3 の遅延調整回路 2 2 に供給される。

[0018] 遅延調整回路 2 2 により 8 個のデジタル受信信号は、焦点から 8 個のトランスデューサ素子までの距離の差に応じた互いの時間差がゼロになるよう遅延調整され、焦点位置からの反射波の信号が同一の時間位置に配置された受信信号となるようタイミング調整される。互いにタイミングが合うよう遅延調整された 8 個のデジタル受信信号は、整相加算回路 2 3 により、それぞれ対応する複数個の重み係数で重み付けされた後に互いに加算され、加算結果として 1 つのデジタル受信信号が生成される。この 1 つのデジタル受信信号に対してデジタルフィルタ 2 4 によるノイズ除去、ゲイン補正回路 2 5 によりゲイン補正、包絡線処理回路 2 6 による包絡線検出等の処理を施す。また間引き回路 2 7 が、必要に応じて走査線や画素を間引くことにより、表示画像形式に適した画像データを形成する。整相加算回路 2 3 における重み付け処理については、後ほど詳細に説明する。

[0019] なおゲイン補正回路 2 5 は、ゲイン制御回路 2 8 の制御の下で動作し、受信信号中の時間位置が後になる程大きな増幅率でデジタル受信信号の振幅を増幅する。即ち、生体 1 0 0 中の反射点の位置がトランスデューサアレイ 1 1 から遠くなるほど、当該位置に対応する受信信号の振幅が大きな増幅率で増幅される。

[0020] 図 1 に示す超音波検査装置では、デジタル信号処理回路 1 3 の制御の下で、8 個のトランスデューサ素子を選択的に駆動する。送信動作においては、トランスデューサアレイ 1 1 のトランスデューサ素子の配列において、中央

の2つの間を中心として両側で対称に遅延させたパルス電圧信号を、トランスデューサ素子に印加する。また受信後の信号処理においては、トランスデューサアレイ 11 のトランスデューサ素子の配列の方向に対応して並ぶ8個の受信信号を、中央の2つの信号の間を中心として両側で対称に遅延させて互いに加算する。

[0021] 図2は、8個のトランスデューサ素子を選択的に駆動したときの送信動作の一例を示す図である。図2において、トランスデューサ素子 11-1 乃至 11-8 は、トランスデューサアレイ 11 の一列に配列された複数（例えば64個）のトランスデューサ素子のうちの連続する8個である。8個のトランスデューサ素子 11-1 乃至 11-8 にパルス電圧信号 S1 乃至 S8 がそれぞれ印加されると、トランスデューサ素子 11-1 乃至 11-8 から焦点 F P1 に向かい超音波パルスが発射される。この際、両端のトランスデューサ素子 11-1 及び 11-8 に一番始めにパルス電圧信号 S1 及び S8 を印加し、所定の遅延時間後に両端から2番目のトランスデューサ素子 11-2 及び 11-7 にパルス電圧信号 S2 及び S7 を印加する。その後所定の遅延時間後に両端から3番目のトランスデューサ素子 11-3 及び 11-6 にパルス電圧信号 S3 及び S6 を印加し、更にその後所定の遅延時間後に両端から4番目のトランスデューサ素子 11-4 及び 11-5 にパルス電圧信号 S4 及び S5 を印加する。即ち、トランスデューサアレイ 11 のトランスデューサ素子 11-1 乃至 11-8 について、中央の2つの素子の間を中心として両側で対称な遅延を持たせ、中心に近いほど遅延を大きくして超音波パルスを発射している。これにより、トランスデューサ素子 11-1 乃至 11-8 から焦点 F S1 に向けて収束する波面を有する超音波パルスを生成することができる。

[0022] 図3は、8個のトランスデューサ素子を選択的に駆動したときの受信動作の一例を示す図である。図3において、トランスデューサアレイ 11 の一列に配列された複数（例えば64個）のトランスデューサ素子のうちの連続する8個のトランスデューサ素子 11-1 乃至 11-8 は、焦点 F P1 からの

反射波を受信する。トランスデューサ素子 11-1 乃至 11-8 が受信した受信信号 R1 乃至 R8 は、図 1 に示すパルサ&スイッチ回路 10 及びアンプ & AD 変換回路 12 を介して遅延調整回路 22 に供給され、遅延調整回路 22 によりそれぞれ遅延される。この際、両端のトランスデューサ素子 11-1 及び 11-8 に対応する受信信号 R1 及び R8 については例えば遅延をゼロとし、両端から 2 番目のトランスデューサ素子 11-2 及び 11-7 に対応する受信信号 R2 及び R7 については所定の第 1 の遅延を与える。また両端から 3 番目のトランスデューサ素子 11-3 及び 11-6 に対応する受信信号 R3 及び R6 については、上記第 1 の遅延よりも長い第 2 の遅延を与える。両端から 4 番目のトランスデューサ素子 11-4 及び 11-5 に対応する受信信号 R4 及び R5 については、第 2 の遅延よりも更に長い第 3 の遅延を与える。即ち、トランスデューサアレイ 11 のトランスデューサ素子 11-1 乃至 11-8 に対応する 8 個の受信信号について、中央の 2 つの素子の間を中心として両側で対称な遅延を持たせ、中心に近いほど遅延を大きくする。これにより、トランスデューサ素子 11-1 乃至 11-8 で受信した焦点 FS1 からの超音波パルスに対応する受信信号を、時間軸上の同一位置に揃え、整相加算処理に供することができる。

[0023] 図 4 は、8 個のトランスデューサ素子により深さ方向の異なる位置からの反射波を受信する動作の一例を示す図である。図 4 においては、8 個のトランスデューサ素子 11-1 乃至 11-8 により、点 P1 からの反射波と点 P2 からの反射波とが受信され、8 個の受信信号 R1 乃至 R8 が得られている。なお送信時においては、図 2 に示される場合と同様に 8 個のトランスデューサ素子 11-1 乃至 11-8 にパルス電圧信号がそれぞれ印加され、トランスデューサ素子 11-1 乃至 11-8 から所望の焦点に向かい収束する超音波パルスが発射されているとする。

[0024] 図 4 の説明の都合上、焦点の位置は重要ではないが、便宜上例えば点 P1 と点 P2 との中間位置に焦点位置が存在するとする。このとき、焦点位置からの反射波がトランスデューサ素子 11-1 乃至 11-8 に到来するだけで

なく、焦点より近い点P 1 及び焦点より遠い点P 2 から反射波が図4 に示されるようなそれぞれの経路を介してトランスデューサ素子1 1 - 1 乃至1 1 - 8 に到来する。深さ方向に異なる位置からの反射波は、それぞれ異なるタイミングでトランスデューサ素子1 1 - 1 乃至1 1 - 8 に到来し、時間軸上の異なる位置の振幅として受信信号中に現れる。

[0025] 前述のように図1 に示す超音波検査装置においては、デジタル信号処理回路1 3 の遅延調整回路2 2 により、点P 1 と点P 2 との中間位置にある焦点位置が時間軸上の同一位置になるように、8 個の受信信号R 1 乃至R 8 の相対的なタイミングを調整する。更に、整相加算回路2 3 が、このタイミング調整後の8 個の受信信号を互いに加算する。この際、遠い点P 2 からの受信信号R 1 乃至R 8 は、生体内での超音波の減衰により受信波の振幅が小さくなってしまっているので、成る可く多くの数の受信信号の整相加算をすることが好ましい。但し、受信信号R 1 乃至R 8 における焦点からの反射超音波パルスの信号間の時間差と、受信信号R 1 乃至R 8 における点P 2 からの反射超音波パルスの信号間の時間差とが異なることに注意が必要である。整相加算回路2 3 による整相加算においては、焦点からの反射パルスの時間軸上の位置が同一となるように受信信号R 1 乃至R 8 の相対的なタイミングを遅延調整回路2 2 により調整してあるので、点P 2 からの反射波は互いに少し位置がずれて加算される。しかしながら、点P 2 とトランスデューサ素子1 1 - 1 乃至1 1 - 8 との距離が遠いので、8 個の受信信号R 1 乃至R 8 において、点P 2 からの反射波受信タイミングには信号間でそれほどの大きな差はない。従って、8 個の受信信号R 1 乃至R 8 を整相加算しても、加算後の受信信号において点P 2 からの反射波は比較的明瞭に現れる。

[0026] 近い点P 1 からの受信信号R 1 乃至R 8 は、生体内での超音波の減衰がほとんど無く受信波の振幅が十分に強いので、整相加算する受信信号の数は少なくともよい。また、整相加算回路2 3 による整相加算においては、焦点からの反射超音波パルスの時間軸上の位置が同一となるように受信信号R 1 乃至R 8 の相対的なタイミングを遅延調整回路2 2 により調整してあるので、

点P 1からの反射波は互いに位置がずれて加算される。この際、点P 1とトランスデューサ素子1 1-1乃至1 1-8との距離が近いので、8個の受信信号R 1乃至R 8において、点P 1からの反射波受信タイミングには信号間で大きな差がある。従って、8個の受信信号R 1乃至R 8を整相加算してしまうと、加算後の受信信号において点P 1からの反射波は不明瞭なぼけた信号波形になってしまう。寧ろ整相加算する受信信号の数は少なくして、例えばトランスデューサ素子1 1-4及び1 1-5の受信信号のみを整相加算した方が、点P 1に対する反射エコー像が鮮明に現れる可能性がある。

[0027] 以上を鑑みて、図1に示す超音波検査装置では、デジタル信号処理回路1 3の整相加算回路2 3が、受信信号の時間位置、即ち生体内の深さ位置に応じて、異なる重み付けで受信信号同士を整相加算する。即ち、整相加算回路2 3は、タイミング制御回路2 1の制御の下で動作し、複数個の重み係数の間の値の比が変化するように、即ち重み係数間の差が変化するように、複数個の受信信号上の時間位置に応じて複数個の重み係数を変化させる。例えば、複数の受信信号のうちの第1の受信信号に複数個の重み係数のうちの第1の重み係数が割り当てられ、複数の受信信号のうちの第2の受信信号に複数個の重み係数のうちの第2の重み係数が割り当てられる場合を考える。複数個のトランスデューサ素子の配列の方向に対応して並べられた複数個の受信信号の配列において、第1の受信信号は第2の信号よりも中央よりに位置する信号であるとする。この場合、第1の重み係数は第2の重み係数以上の値を有する。即ち、より一般的に言えば、複数個の受信信号の配列において、中央に近い受信信号ほど相対的に大きな重み係数が割り当てられ、周辺に近い受信信号ほど相対的に小さな重み係数が割り当てられる。

[0028] デジタル信号処理回路1 3は、受信信号中の時間位置が早いほど上記第1の重み係数と上記第2の重み係数との値の比を大きくする。より一般的に言えば、デジタル信号処理回路1 3は、複数個の受信信号の配列において、中央に近い受信信号に割り当てられる大きな重み係数と周辺に近い受信信号に割り当てられる小さな重み係数との比（或いは差）を、時間位置が早いほど

大きくなるように設定する。即ち、生体100中の反射点の位置がトランスデューサアレイ11から近くなるほど、当該位置に対応する受信信号の振幅を周辺に近い受信信号ほど小さくする。この際、周辺に近い受信信号については、重み係数をゼロにすることにより、信号の振幅をゼロにしてしまってもよい。

[0029] 図5は、重み係数の一例を示す図である。図5に示される重み係数に基づいて、図1に示される整相加算回路23において各受信信号に対する重み付けが行われてよい。図5に示される重み係数は、深さ方向の位置に応じて線形的に各チャネルの重み係数を変化させるための式により表現されている。トランスデューサアレイ11のトランスデューサ素子の配列に応じた8個のトランスデューサ素子の並びに対して、対応して並ぶ8個の受信信号を端から順番にチャネル1乃至チャネル8とする。チャネル1及びチャネル8（即ち両端の受信信号）に対しては、深さ h （mm）の点に対する重み係数の値を $(h - 30) / 40$ とし、但し、 h が30mm以下の場合には重み係数の値をゼロとし、 h が70mm以上の場合には重み係数の値を1とする。チャネル2及びチャネル7（即ち両端から2番目の受信信号）に対しては、深さ h （mm）の点に対する重み係数の値を $(h - 20) / 40$ とし、但し、 h が20mm以下の場合には重み係数の値をゼロとし、 h が60mm以上の場合には重み係数の値を1とする。チャネル3及びチャネル6（即ち両端から3番目の受信信号）に対しては、深さ h （mm）の点に対する重み係数の値を $(h - 10) / 40$ とし、但し、 h が10mm以下の場合には重み係数の値をゼロとし、 h が50mm以上の場合には重み係数の値を1とする。チャネル4及びチャネル5（即ち中央の2つの受信信号）に対しては、深さに関わらず重み係数の値を1とする。

[0030] 図5に示される重み係数を示したテーブルでは、深さ h が10mm、20mm、30mm、40mm、50mm、60mm、70mmの点における各チャネルの重み係数の値が示されている。また一番右端の欄には、重み係数の総和が示されている。図5では同一の重み係数を有する2つのチャネルを

同一の欄に示してあるため、4つの重み係数の値しか示してなく、総和の値も4つの重み係数の総和となっている。従って、8個のチャネルに対する8個の重み係数の総和は、図5に示される総和の値の2倍となる。整相加算回路23において整相加算をする際には、各加算結果を正規化するために、重み係数の総和により整相加算の結果を除算する処理が行われる。

[0031] 図5に示される係数値から分かるように、深さ h が小さい値のとき、即ち受信信号中の時間位置が早い位置においては、各受信信号に乗算する重み係数の値が、8個のチャネルの中央部分のチャネルを大きく強調するような値となっている。深さ h の値が大きくなるにつれて、即ち受信信号中の時間位置が遅くなるにつれて、各受信信号に乗算する重み係数の値が、8個のチャネルの中央部分だけでなく周辺部分のチャネルも用いるような値となっている。深さ h の値が十分に大きくなると、即ち受信信号中の時間位置が十分に遅くなると、各受信信号に乗算する重み係数の値が、8個のチャネルに対して同一の値となっている。

[0032] なお図5には深さ h に応じて線形に変化する重み係数の計算式が示されるが、図5に示される深さ h が10mm、20mm、30mm、40mm、50mm、60mm、70mmの各点の重み係数のみを用い、重み係数を深さに応じてステップ状に変化させてもよい。即ち例えば、10～20mmの深さ範囲では10mmの深さの重み係数を用い、20～30mmの深さ範囲では20mmの深さの重み係数を用い、30～40mmの深さ範囲では30mmの深さの重み係数を用いてよい。また70mmより深い範囲では、70mmの深さの重み係数を用いてよい。図5に示す深さ h が10mm、20mm、30mm、40mm、50mm、60mm、70mmの各点の重み係数を有するテーブルを用意して、当該テーブルを深さ情報に基づいて参照することにより、深さに応じて各受信信号に乗算する重み係数を求めてよい。また或いは、図5に示される各式を計算するハードウェアを用意しておき、深さを示す変数 h の値を代入して式の計算をすることにより、深さに応じて各受信信号に乗算する重み係数を求めてもよい。

[0033] 図6は、タイミング制御回路21及び整相加算回路23の構成の一例を示す図である。図6において、タイミング制御回路21は、時間計測回路31、時間深さ変換回路32、重み付けテーブル33、及び加算器34を含む。また整相加算回路23は、乗算器40-1乃至40-8、加算器41、及び除算器42を含む。

[0034] 時間計測回路31には、トランスデューサアレイ11からのパルス送信開始のタイミングにおいて、パルス送信開始を示す信号が印加される。前述のように、デジタル信号処理回路13のタイミング制御回路21による制御の下で、パルサ&スイッチ回路10から、トランスデューサアレイ11の選択された複数のトランスデューサ素子にパルス電圧信号が印加される。タイミング制御回路21からパルサ&スイッチ回路10に対してパルス電圧信号印加を指示するタイミングに同期して、上記のパルス送信開始を示す信号を時間計測回路31に印加してよい。トランスデューサアレイ11により超音波パルスを送信した直後から、トランスデューサアレイ11による反射波の受信が始まり、トランスデューサアレイ11からの受信信号の出力が開始される。時間計測回路31により計測したパルス送信開始からの経過時間により、トランスデューサアレイ11から出力される受信信号中の反射波受信開始からの経過時間を知ることができる。なお時間計測回路31は、時間と共に増加する経過時間を示すデータを時々刻々と出力する。

[0035] 時間深さ変換回路32は、時間計測回路31により計測した経過時間を深さ情報に変換する。即ち、経過時間に生体中の音速を乗算し、乗算結果を1/2倍することにより、深さ方向の距離を算出することができる。この距離は、経過時間に対応する時間位置に存在する受信信号中の信号成分が反射した反射点までの深さ方向の距離である。

[0036] 重み付けテーブル33は、例えば前述のように図5に示す深さhが10mm、20mm、30mm、40mm、50mm、60mm、70mmの各点の重み係数を有するテーブルであってよい。時間深さ変換回路32から供給される深さ情報に基づいて重み付けテーブル33を参照することにより、深

さに応じた8個のチャネルに対する8個の重み係数を出力することができる。

[0037] 加算器34は、重み付けテーブル33が出力する8個の重み係数の総和を計算する。重み付けテーブル33が出力する8個の重み係数及び加算器34が出力する総和は、整相加算回路23に供給される。なお、重み付けテーブル33中に総和の値をエントリとして格納しておき、重み付けテーブル33に入力される深さ情報に応じた総和の値を8個の重み係数と共に重み付けテーブル33から出力してもよい。タイミング制御回路21から整相加算回路23に供給される8個の重み係数と総和とは、時間と共に時々刻々と変化する値を有する。

[0038] 整相加算回路23の乗算器40-1乃至40-8は、タイミング制御回路21から供給される8個の重み係数を遅延調整回路22からの8個の受信信号にそれぞれ乗算し、重み付けされた8個の受信信号を生成する。加算器41は、重み付けされた8個の受信信号を互いに加算し、加算結果として1つの受信信号を出力する。加算器41が出力する加算結果の受信信号は、除算器42により重み係数の総和で除算される、これにより、整相加算回路23による整相加算後の受信信号が正規化され、時間軸上の位置に関わらず適切な振幅を有する信号となる。

[0039] 図7は、アンプ&AD変換回路12の構成の一例を示す図である。図7に示されるアンプ&AD変換回路12は、増幅機能とAD変換機能とを有する複数個のAMP & ADC 50-1乃至50-8を含む。

[0040] AMP & ADC 50-1乃至50-8は、パルサ&スイッチ回路10から受信信号を受け取り、受け取った受信信号を増幅する。AMP & ADC 50-1乃至50-8は更に、増幅後の受信信号をアナログ信号からデジタル信号に変換して、変換後の受信信号をデジタル信号処理回路13の遅延調整回路22に供給する。図6に示されるようにタイミング制御回路21から整相加算回路23に供給される8個の重み係数は、AMP & ADC 50-1乃至50-8にそれぞれ供給される。AMP & ADC 50-1乃至50-8は、

供給される重み係数がゼロの場合には、増幅動作及びA/D変換動作を停止する。例えば、重み係数がゼロの時にHIGHを出力し重み係数がゼロ以外の時にLOWを出力する回路を設け、当該回路の出力をPMOSトランジスタ等のスイッチ回路に印加してスイッチの開閉を制御してよい。当該スイッチを介して電源電圧を各AMP & ADC 50-1乃至50-8に供給することで、重み係数がゼロの時に対応するAMP & ADCの電源を遮断して動作を停止させることができる。このようにしてAMP & ADC 50-1乃至50-8のうちの不要なAMP & ADCの動作が停止されるので、その分の消費電力が削減される。

[0041] 以上、本発明を実施例に基づいて説明したが、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、特許請求の範囲に記載の範囲内で様々な変形が可能である。

[0042] 本願は、日本特許庁に2015年4月17日に出願された基礎出願2015-084828号の優先権を主張するものであり、その全内容を参照によりここに援用する。

符号の説明

- [0043] 10 パルサ&スイッチ回路
11 トランスデューサアレイ
12 アンプ&A/D変換回路
13 デジタル信号処理回路
21 タイミング制御回路
22 遅延調整回路
23 整相加算回路
24 デジタルフィルタ
25 ゲイン補正回路
26 包絡線処理回路
27 間引き回路
28 ゲイン制御回路

請求の範囲

[請求項1]

一列に配列された複数個のトランスデューサと、
前記複数個のトランスデューサのうちの選択された複数個のトランスデューサに超音波パルスを送信させ複数個の受信信号をそれぞれ受信させる選択回路と、
それぞれ対応する複数個の重み係数で重み付けされた前記複数個の受信信号を互いにタイミングを合わせて加算するデジタル信号処理回路と
を含み、前記デジタル信号処理回路は、前記複数個の重み係数の間の値の比が変化するように、前記複数個の受信信号上の時間位置に応じて前記複数個の重み係数を変化させる超音波検査装置。

[請求項2]

前記複数個の受信信号のうちの第1の受信信号に前記複数個の重み係数のうちの第1の重み係数が割り当てられ、前記複数個の受信信号のうちの第2の受信信号に前記複数個の重み係数のうちの第2の重み係数が割り当てられ、前記複数個のトランスデューサ素子の前記配列の方向に対応して並べられた前記複数個の受信信号の配列において、前記第1の受信信号は前記第2の受信信号よりも中央よりに位置する信号であり、前記第1の重み係数は前記第2の重み係数以上の値を有することを特徴とする請求項1記載の超音波検査装置。

[請求項3]

前記デジタル信号処理回路は、前記時間位置が早いほど前記第1の重み係数と前記第2の重み係数との値の比を大きくすることを特徴とする請求項2記載の超音波検査装置。

[請求項4]

前記複数個の受信信号をアナログ信号からデジタル信号に変換して、変換後の受信信号を前記デジタル信号処理回路に供給する複数個のA/D変換器を更に含み、
前記デジタル信号処理回路が前記複数個の重み係数のうちの少なくとも1つをゼロに設定する場合、前記複数個のA/D変換器のうち、ゼロに設定された前記重み係数が割り当てられる受信信号に対応するA

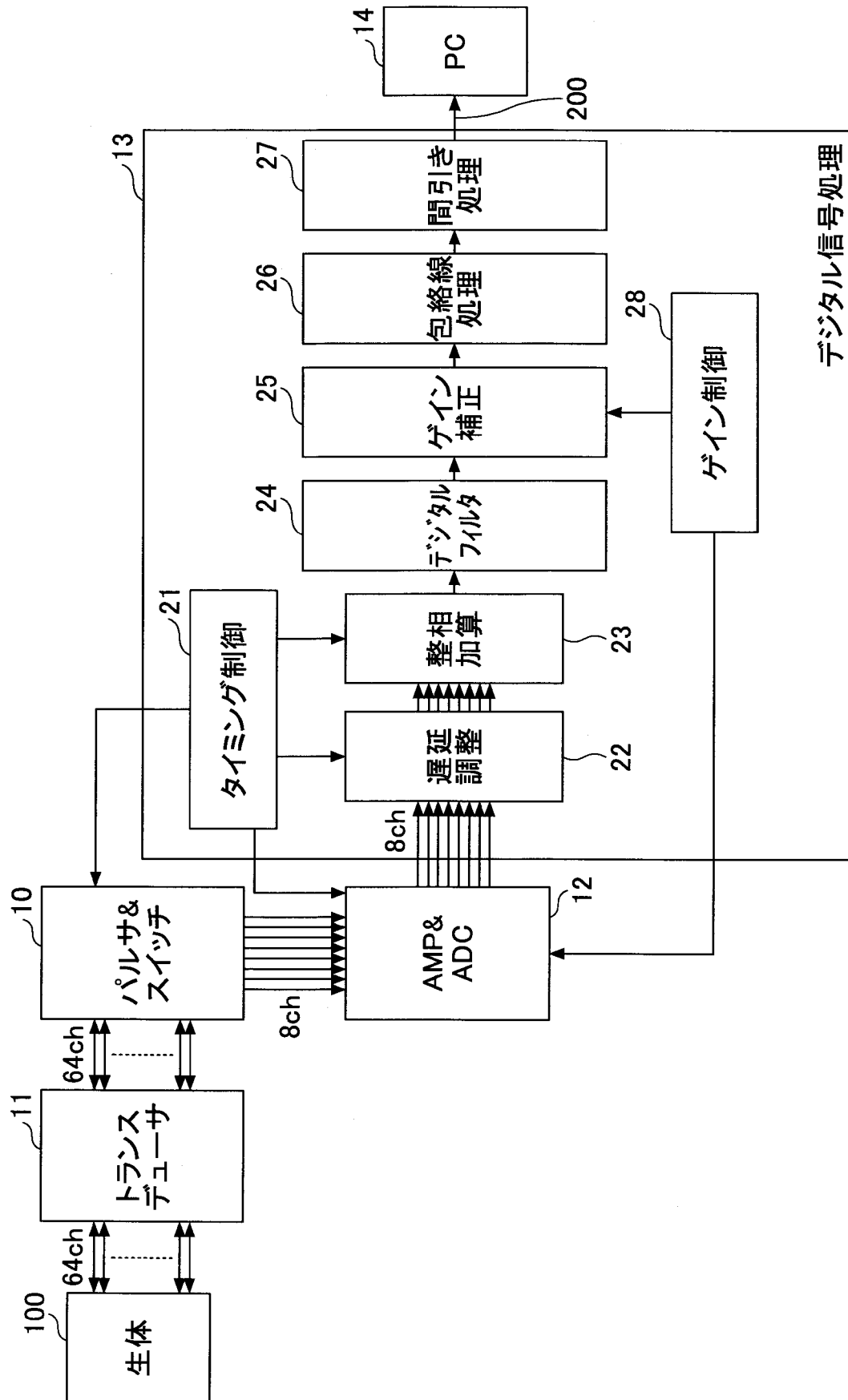
D変換器の動作を停止することを特徴とする請求項1乃至3いずれか一項記載の超音波検査装置。

[請求項5] 一列に配列された複数個のトランスデューサのうちの選択された複数個のトランスデューサに超音波パルスを送信させ複数個の受信信号をそれぞれ受信させ、

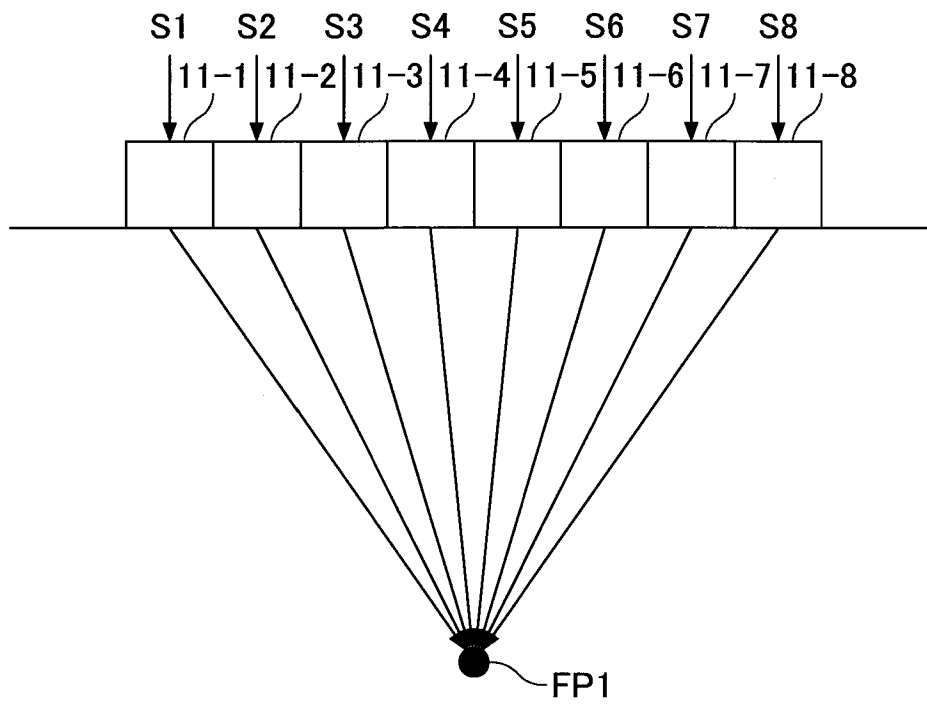
それぞれ対応する複数個の重み係数で重み付けされた前記複数個の受信信号を互いにタイミングを合わせて加算し、

前記複数個の重み係数の間の値の比が変化するように、前記複数個の受信信号上の時間位置に応じて前記複数個の重み係数を変化させる各段階の動作を実行する超音波検査装置の制御方法。

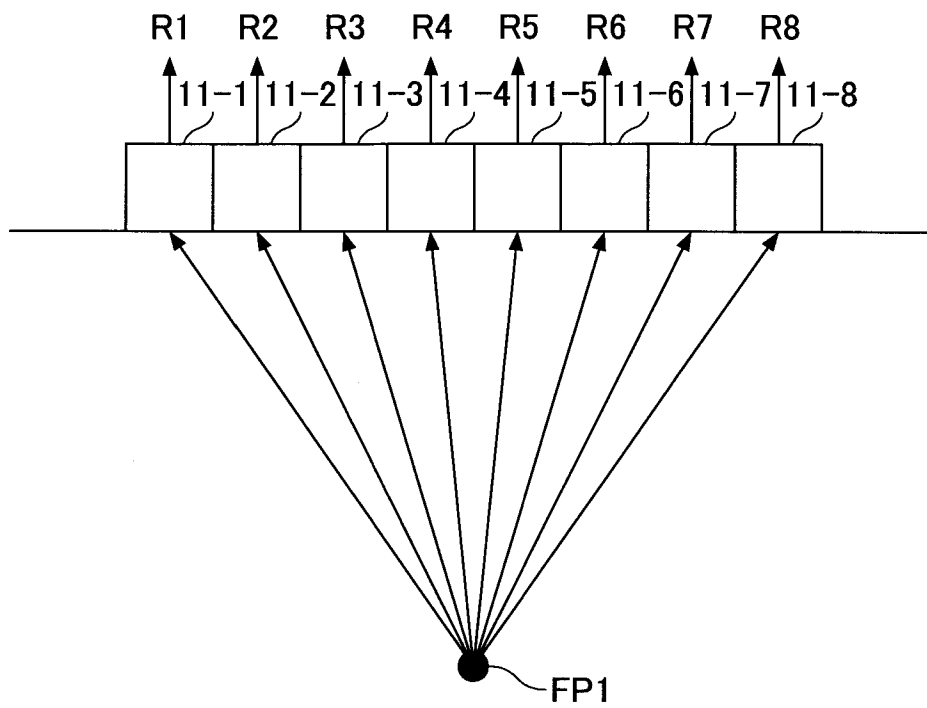
[図1]



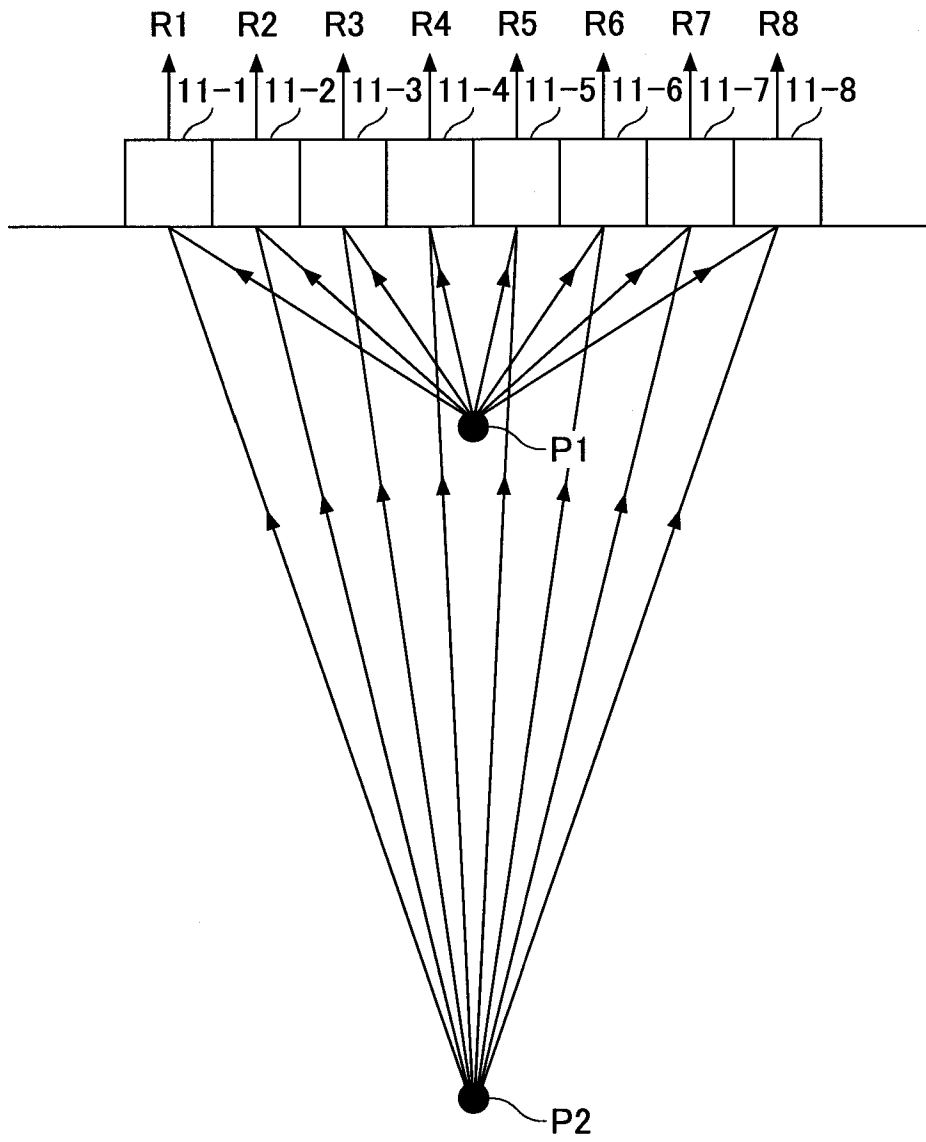
[図2]



[図3]



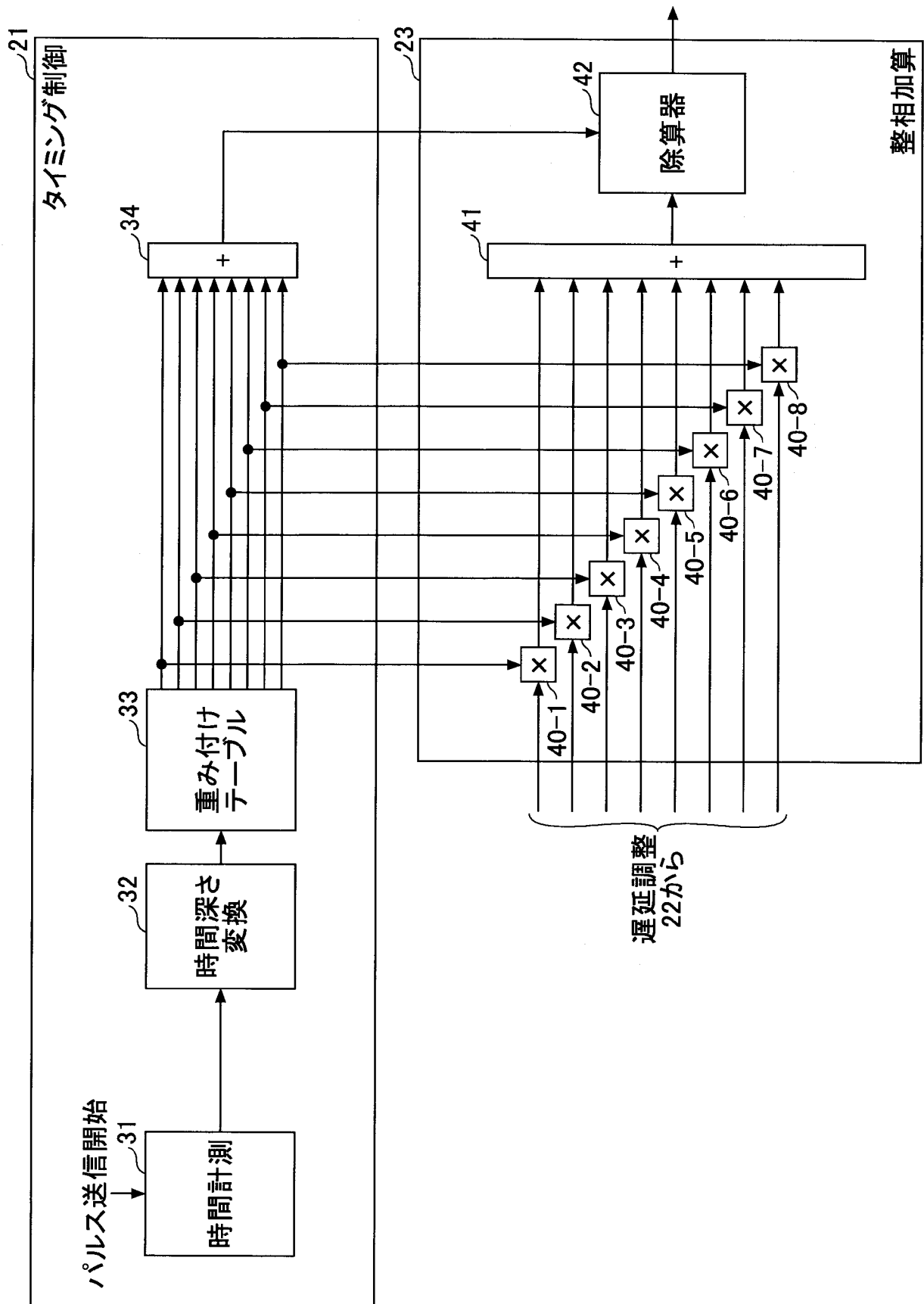
[図4]



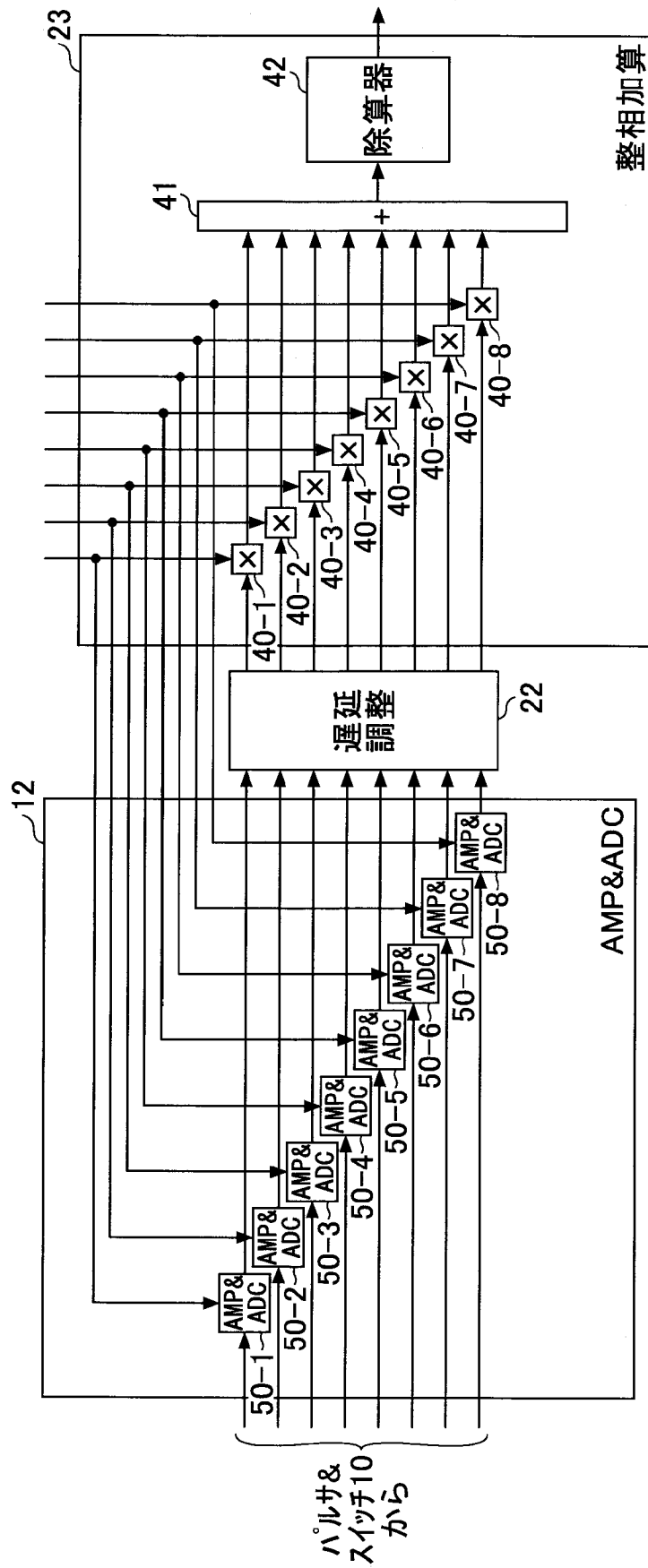
[図5]

	重み付け係数				
	チャネル1,8	チャネル2,7	チャネル3,6	チャネル4,5	総和
深さ h [mm]	<10mm	0	$(h-10)/40=0$	1	1
	20mm	0	$(h-20)/40=0$	1	1.25
	30mm	$(h-30)/40=0$	$(h-20)/40=0.25$	1	1.75
	40mm	$(h-30)/40=0.25$	$(h-20)/40=0.5$	1	2.5
	50mm	$(h-30)/40=0.5$	$(h-20)/40=0.75$	1	3.25
	60mm	$(h-30)/40=0.75$	1	1	3.75
	70mm<	$(h-30)/40=1$	1	1	4

[図6]



[図7]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/060598

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/14(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2004-283265 A (Aloka Co., Ltd.), 14 October 2004 (14.10.2004), claims 1 to 7; paragraphs [0024] to [0044]; fig. 1 to 6 (Family: none)	1-5
A	JP 8-19537 A (Hitachi Medical Corp.), 23 January 1996 (23.01.1996), entire text; all drawings (Family: none)	1-5
A	JP 8-289891 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 05 November 1996 (05.11.1996), entire text; all drawings (Family: none)	1-5

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
17 May 2016 (17.05.16)

Date of mailing of the international search report
24 May 2016 (24.05.16)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B8/14(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B8/14

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2004-283265 A（アロカ株式会社）2004.10.14, 請求項 1-7, 段落 [0024]-[0044], 第 1-6 図（ファミリーなし）	1-5
A	JP 8-19537 A（株式会社日立メディコ）1996.01.23, 全文, 全図（ファミリーなし）	1-5
A	JP 8-289891 A（オリンパス光学工業株式会社）1996.11.05, 全文, 全図（ファミリーなし）	1-5

C 欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

17.05.2016

国際調査報告の発送日

24.05.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号

特許庁審査官（権限のある職員）

宮川 哲伸

2 U

9208

電話番号 03-3581-1101 内線 3292