



(12)

Veröffentlichung

der internationalen Anmeldung mit der
(87) Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2016/133274**
in deutscher Übersetzung (Art. III § 8 Abs. 2 IntPatÜG)
(21) Deutsches Aktenzeichen: **11 2015 006 183.5**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/KR2015/013122**
(86) PCT-Anmeldetag: **03.12.2015**
(87) PCT-Veröffentlichungstag: **25.08.2016**
(43) Veröffentlichungstag der PCT Anmeldung
in deutscher Übersetzung: **09.11.2017**

(51) Int Cl.: **A61B 8/08** (2006.01)

(30) Unionspriorität:
10-2015-0023981 **17.02.2015** **KR**

(71) Anmelder:
Sogang University Research Foundation, Seoul,
KR

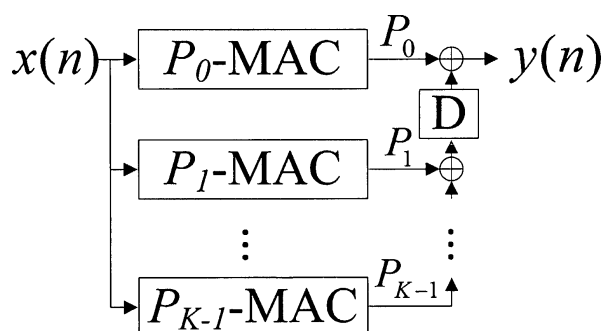
(74) Vertreter:
VEREENIGDE Octrooibureaux V.O., 80331
München, DE

(72) Erfinder:
Song, Tai-Kyong, Seoul, KR; Kang, Hyungil,
Seoul, KR; Kang, Jeeun, Seoul, KR

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen.

(54) Bezeichnung: **Filteranordnung für medizinisches Bildsignal und dynamisches Dezimationsverfahren unter Verwendung derselben**

(57) Zusammenfassung: Die vorliegende Erfindung betrifft eine Filteranordnung für ein medizinisches Bildsignal und ein dynamisches Dezimationsverfahren unter Verwendung derselben. Die Filteranordnung beinhaltet einen Dezimationsfilter, der eine ganzzahlige Anzahl von Multiplikatorakkumulatoren (MACs) beinhaltet, eine Grenzfrequenz abhängig von einer Bandbreite des medizinischen Bildsignals, empfangen durch eine dynamische Impulsantwortaktualisierung, ändert und eine Dezimation in Bezug auf das empfangene Signal entsprechend einem Untersetzungsverhältnis durchführt, wobei der Dezimationsfilter einen Filterkoeffizienten entsprechend einem Ganzzahlintervall bestimmt, um das empfangene medizinische Bildsignal aufwärts abzutasten und den Filterkoeffizienten an die MACs zu liefern.



Beschreibung

TECHNISCHES GEBIET

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zum Empfangen und Verarbeiten eines medizinischen Bildsignals und insbesondere eine Filteranordnung zum adaptiven Verarbeiten einer Bandbreitenvariation eines Ultraschallbildsignals, empfangen von einer Sonde, entsprechend der Tiefe eines Bildes, und ein dynamisches Dezimationsverfahren unter Verwendung derselben.

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

[0002] Medizinische Bildgebungstechnologie ist ein Diagnoseverfahren zur visuellen Darstellung von Muskeln, Sehnen und vielen inneren Organen, um deren Größe, Struktur und pathologische Läsionen mit tomografischen Echtzeitbildern zu erfassen, basierend auf einem Ultraschall- oder Fotoakustikmittel. Medizinische Bildgebung wird auch verwendet, um Föten während einer periodischen Kontrolluntersuchung oder in einer Notfallsituation zu visualisieren. Ultraschall wurde seit mindestens 50 Jahren verwendet, um das Innere des menschlichen Körpers abzubilden, und ist eines der meistverwendeten Diagnoseinstrumente in der modernen Medizin geworden. Das Ultraschallverfahren ist kostengünstig und mobil einsetzbar, verglichen mit Magnetresonanzbildgebung (MRI) oder Röntgencomputertomografie (CT).

[0003] Das Prinzip von Ultraschallbildgebung ist wie folgt. Zuerst wird ein Ultraschallbild gemacht durch in Kontakt bringen eines Messobjekts mit einer Sonde, und Empfangen von Ultraschall, reflektiert durch Erzeugung von Ultraschallwellen. Wenn Ultraschall erzeugt wird, passiert eine Ultraschallwelle innerhalb einer sehr kurzen Zeit in ein Medium, und die Ultraschallwelle wird beim Passieren zwischen zwei Medien mit verschiedenen akustischen Impedanzen reflektiert. In dem Ultraschall-Bildgebungsverfahren wird eine solche Reflexionswelle gemessen, und anhand der Zeit bis zur Rückkehr eines Reflexionsklangs wird ein Abstand berechnet, um so die Bildgebung zu erhalten.

[0004] In einer solchen Ultraschall-Bildgebung wird ein Echosignal, das von einem Zielobjekt zurückkehrt, je nach Tiefe schwächer, und folglich variiert die Bandbreite des Signals. Um ein Signal-Rausch-Verhältnis (engl. signal-to-noise-ratio, SNR), verursacht durch Schwankung der Bandbreite, zu verbessern, wird ein Signalverarbeitungsverfahren benötigt. Das Dokument unten enthält eine Übersicht von Ultraschall-Signalverarbeitung nach dem Stand der Technik.

Dokument des Stands der Technik

[0005]

Koreanische Patentveröffentlichung Nr. 10-2011-0022440, veröffentlicht am 7. März 2011, Sogang University Research Foundation

AUSFÜHRLICHE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

Technische Probleme

[0006] Die technischen Ziele, die sich durch die vorliegende Erfindung erreichen lassen, sollen die Ineffizienz einer konventionellen Filterstruktur zur Implementierung dynamischer Dezimation beheben, in der Filterlänge proportional zu einem Dezimationsverhältnis zunimmt und daher Filter und Multiplikatoren verschwendet werden, die nicht gemäß dynamischer Variation des Dezimationsverhältnisses verwendet werden, und Aufwand von Hardwarekosten und die Menge an Berechnungen, erforderlich zur Multiplikation bei einer hohen Datenrate, beheben, weil alle Multiplikatoren nach einem Expander positioniert sind. Technische Lösungen

[0007] Gemäß einem Aspekt der vorliegenden Erfindung, wird darin eine Filteranordnung für ein medizinisches Bildsignal bereitgestellt, einschließlich eines Expanders, konfiguriert zum Empfangen des medizinischen Bildsignals und Aufwärtsabtasten des medizinischen Bildsignals; und ein Dezimationsfilter, einschließlich einer ganzzahligen Anzahl von Multiplikatorakkumulatoren (engl. multiplier accumulators, MACs), konfiguriert zum Ändern einer Grenzfrequenz gemäß einer Bandbreite des empfangenen medizinischen Bildsignals durch dynamisches Aktualisieren einer Impulsantwort und Durchführen der Dezimation an dem aufwärtsabgetasteten Signal gemäß einem Dezimationsverhältnis.

[0008] Der Dezimationsfilter kann eine Teilsumme, welche die Summe von Koeffizienten eines k -ten (wobei k eine positive Ganzzahl ist) Standorts eines Polyphasenfilters ist, durch jeden MAC berechnen.

[0009] Jeder MAC kann ein Schieberegister, konfiguriert zum Empfangen und Speichern von Koeffizienten eines Polyphasenfilters, einen Multiplikator, konfiguriert zum Multiplizieren der Koeffizienten, gespeichert von dem aufwärtsabgetasteten Signal in dem Schieberegister, einen Summierer, konfiguriert zum kumulativen Summieren der multiplizierten Ergebnisse, und einen Dezimator, konfiguriert zum Dezimieren der summierten Ergebnisse, beinhalten.

[0010] Ein Frequenzband des empfangenen Signals kann durch Schwächung, verursacht durch Tiefe eines Objekts des medizinischen Bildsignals bestimmt werden, und Filterkoeffizienten zur Berechnung verschiedener Grenzfrequenzen gemäß der Tiefe können durch das Schieberegister an den MAC geliefert werden, um das Signal-Rausch-Verhältnis des medizinischen Bildes zu steuern.

[0011] Jeder MAC kann unabhängig vom Dezimationsverhältnis eine feste Anzahl von Multiplikatoren beinhalten, um Verschwendung von Multiplikatoren, verwendet gemäß Variation in Filterlänge, zu verhindern.

[0012] In einem anderen Aspekt der vorliegenden Erfindung wird darin eine Filteranordnung für ein medizinisches Bildsignal bereitgestellt, einschließlich eines Dezimationsfilters einschließlich einer ganzzahligen Anzahl von Multiplikatorakkumulatoren (MACs), konfiguriert zum Ändern einer Grenzfrequenz gemäß einer Bandbreite des medizinischen Bildsignals durch dynamisches Aktualisieren einer Impulsantwort und Durchführen von Dezimation an dem empfangenen Signal gemäß einem Dezimationsverhältnis, wobei der Dezimationsfilter einen Filterkoeffizienten bestimmt, angepasst durch ein Intervall einer Ganzzahl zum Aufwärtsabtasten des medizinischen Bildsignals, und den Filterkoeffizienten an jeden MAC liefert.

[0013] Das an den Dezimationsfilter gelieferte medizinische Bildsignal wird möglicherweise zuvor nicht aufwärtsabgetastet und arbeitet bei einer niedrigen Frequenz in Bezug auf ein zuvor aufwärtsabgetastetes Signal.

[0014] Der Dezimationsfilter kann, unter Berücksichtigung eines Ganzzahl-fachen Expanders zur Aufwärtsabtastung, den Filterkoeffizient so bestimmen, dass eine Teilsummenberechnung des Signals durch den MAC erfolgt, außer für einen Null-Auffüllteil außerhalb einer Ausgabe des Expanders.

[0015] Der Dezimationsfilter kann eine Teilsumme, welche die Summe von Koeffizienten eines k -ten (wobei k eine positive Ganzzahl ist) Standorts eines Polyphasenfilters ist, durch den MAC berechnen.

[0016] Der MAC kann Folgendes beinhalten: ein Schieberegister, konfiguriert zum Empfangen und Speichern von Koeffizienten eines Polyphasenfilters; einen Multiplikator, konfiguriert zum Multiplizieren der in dem Schieberegister gespeicherten Koeffizienten durch das medizinische Bildsignal; einen Summierer, konfiguriert zum kumulativen Summieren der multiplizierten Ergebnisse; und einen Dezimator, konfiguriert zum Ausführen von Dezimation an dem summierten Ergebnis.

[0017] In einem anderen Aspekt der vorliegenden Erfindung wird darin ein Verfahren zur Dezimation eines medizinischen Bildsignals bereitgestellt, einschließlich Empfangen des medizinischen Bildsignals; Auswählen eines Filterkoeffizienten zum Ändern einer Grenzfrequenz gemäß der Bandbreite des medizinischen Bildsignals unter Berücksichtigung eines Dezimationsverhältnisses; Liefern des ausgewählten Filterkoeffizienten an einen Teilsummenrechner, einschließlich einer ganzzahligen Anzahl von Multiplikatorakkumulatoren (MACs); und Durchführen, durch den Teilsummenrechner, dynamischer Dezimation an dem empfangenen medizinischen Bildsignal unter Verwendung des ausgewählten Filterkoeffizienten, wobei der Filterkoeffizient unter Berücksichtigung eines Intervalls einer ganzzahligen Anzahl bestimmt wird zum Aufwärtsabtasten des empfangenen medizinischen Bildsignals.

[0018] Das an den Teilsummenrechner gelieferte medizinische Bildsignal wird möglicherweise zuvor nicht aufwärtsabgetastet und arbeitet bei einer niedrigen Frequenz in Bezug auf ein zuvor aufwärtsabgetastetes Signal.

[0019] Das Auswählen des Filterkoeffizienten kann beinhalten, dass, unter Berücksichtigung eines Ganzzahl-fachen Expanders zum Aufwärtsabtasten, der Filterkoeffizient so bestimmt wird, dass eine Teilsumme durch jeden MAC berechnet wird, außer für einen Null-Auffüllteil außerhalb einer Ausgabe des Expanders.

[0020] Der Teilsummenrechner kann eine Teilsumme, welche die Summe von Koeffizienten eines k -ten (wobei k eine positive Ganzzahl ist) Standorts eines Polyphasenfilters ist, durch jeden MAC berechnen.

[0021] Die Durchführung der dynamischen Dezimation kann beinhalten, dass der MAC das medizinische Bildsignal mit Koeffizienten eines Polyphasenfilters, gespeichert in einem Schieberegister, durch Verwendung eines Multiplikators multipliziert; der MAC die multiplizierten Ergebnisse unter Verwendung eines Summierers kumulativ summiert; und der MAC das summierte Ergebnis unter Verwendung eines Dezimators dezimiert.

[0022] Der MAC kann unabhängig vom Dezimationsverhältnis eine feste Anzahl von Multiplikatoren beinhalten, um Verschwendung von Multiplikatoren, verwendet gemäß Filterlängenvariation, zu verhindern. Vorteilhaftige Auswirkungen

[0023] Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung erfordern relativ weniger Hardwareressourcen und weniger Stromverbrauch beim Durchführen dynamischer Dezimation, indem eine feste Anzahl von Multiplikatoren durch eine Polyphasenfilterstruktur implementiert wird, und können durch adaptives Anwenden einer Grenzfrequenz eines Filters zur Erhöhung von SNR eine Ultraschall-Bildgebungssysteme erreichen.

Beschreibung der Zeichnungen

[0024] Fig. 1 ist ein Diagramm zur Erklärung eines Dezimationsfilters, verwendet in einem medizinischen Bildgebungssystem, durch den Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung implementiert werden.

[0025] Fig. 2 ist ein Diagramm zur Erklärung von Problemen, die bei dynamischer Durchführung von Dezimation durch einen Filter mit begrenzter Impulsantwort(engl. Finite Impulse Response, FIR)-Filter auftreten.

[0026] Fig. 3 ist ein Diagramm zur Erklärung eines Beispiels vom Implementieren eines Dezimationsfilters unter Verwendung einer Polyphasenstruktur statt des FIR-Filters von Fig. 2 und von Problemen, die in einem solchen Beispiel auftreten.

[0027] Fig. 4 ist ein Diagramm, das eine Dezimationsfilteranordnung veranschaulicht, die Teilsummen von Phasenfiltern unter Verwendung von Multiplikatorakkumulatoren (MACs) gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung implementiert.

[0028] Fig. 5 ist ein Blockdiagramm, das detailliert einen Teilsummenrechner zur Berechnung einer k -ten (wobei k eine positive Ganzzahl ist) Teilsumme in der Dezimationsfilteranordnung von Fig. 4 gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung veranschaulicht.

[0029] Fig. 6A und Fig. 6B sind Diagramme zur Erklärung einer Struktur, in der ein Expander von der Dezimationsfilteranordnung von Fig. 4 entfernt wird.

[0030] Fig. 7 ist ein Blockdiagramm zur Erklärung einer Struktur, in der ein Expander gemäß einer anderen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung entfernt wird.

[0031] Fig. 8 ist ein Flussdiagramm, das ein Dezimationsverfahren eines medizinischen Bildsignals unter Verwendung eines dynamischen Dezimationsfilters gemäß noch einer anderen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung veranschaulicht.

Bezugszeichenliste

110	Dezimationsfilter
120	Ultraschall-Bildgebungssystem
400	Teilsummenrechner einschließlich MAC
111, 210, 410, 610	Expander
420	MAC
421	Schieberegister
422	Multiplikator
423	Register für Summierer
113, 424	Dezimator

BESTE ART UND WEISE ZUR AUSFÜHRUNG DER ERFINDUNG

[0032] Eine Filteranordnung für ein medizinisches Bildsignal gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung beinhaltet einen Expander, konfiguriert zum Empfangen des medizinischen Bildsignals und Aufwärtsabtasten des medizinischen Bildsignals; und einen Dezimationsfilter, einschließlich einer ganzzahligen Anzahl von Multiplikatorakkumulatoren (MACs), konfiguriert zum Ändern einer Grenzfrequenz gemäß der Bandbreite des medizinischen Bildsignals durch dynamisches Aktualisieren einer Impulsantwort und Durchführen der Dezimation an dem aufwärtsabgetasteten Signal gemäß einem Dezimationsverhältnis.

MODUS DER ERFINDUNG

[0033] Vor einer Beschreibung von Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung wird kurz auf Notwendigkeit und technischen Probleme eines dynamischen Dezimationsfilters eingegangen, und dann wird ein technisches Mittel, angenommen von den Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung zur Lösung dieser Probleme, vorgeschlagen. Unten, unter Symbolen, dargestellt in der Beschreibung und den Zeichnungen der vorliegenden Erfindung, bezeichnet 'N' die Länge eines Filters, 'D' bezeichnet eine Verzögerung, 'L' bezeichnet die Expansionsanstiegsrate eines Expanders für Aufwärtsabtastung und 'M' bezeichnet ein Dezimationsverhältnis.

[0034] Fig. 1 ist ein Diagramm zur Erklärung eines Dezimationsfilters, verwendet in einem medizinischen Bildgebungssystem, durch den Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung implementiert werden.

[0035] In medizinischer Ultraschall-Bildgebung, da ein Ultraschallsignal beim Passieren durch weiches Gewebe von frequenzabhängiger und tiefenabhängiger Schwächung beeinträchtigt wird, nehmen Mittenfrequenz und Frequenzbandbreite eines Echosignals mit Tiefe ab. In diesem Fall wird ein dynamischer Filter verwendet, um SNR mit abnehmender Bandbreite zu maximieren, und er wird hauptsächlich durch einen Dezimationsfilter implementiert, der normalerweise verwendet wird, um die Datenrate des Echosignals auf einen Bildschirm anzugleichen. Dementsprechend muss ein solcher dynamischer Dezimationsfilter in der Lage sein, Dezimation an einem willkürlichen fraktionierten Dezimationsfaktor M/L auszuführen und muss in der Lage sein, eine Impulsantwort davon dynamisch zu aktualisieren.

[0036] Bezug nehmend auf (a) von Fig. 1 passt ein Dezimationsfilter **110** die Anzahl von Abtastungen an, wenn die Anzahl der Abtastungen eines Basisbandsignals größer ist als die Anzahl der Abtastungen, anzuzeigen auf einem Bildschirm durch ein Ultraschall-Bildgebungssystem **120**. In (a) von Fig. 1 wird angenommen, dass 512 Abtastungen pro Zentimeter, wenn eine 40 MHz-Abtastung ausgeführt wird, nötig sind. Dann werden 2.048 bis 10.240 Abtastungen für ein Bild von 4 bis 20 cm benötigt. Deshalb sind für eine Anzeigeauflösung von 640×480 tatsächlich 1.024 Abtastungen erforderlich.

[0037] Bezug nehmend auf (b) von Fig. 1 wird zum Anpassen der Anzahl von Abtastungen ein Eingangssignal $x(n)$ ganzzahlig-fach aufwärtsabgetastet (**111**), signalverarbeitet unter Verwendung eines Koeffizienten (**112**) eines Dezimationsfilters und dezimiert (**113**) bei einem Verhältnis von M , um so ein Ausgangssignal $y(n)$ zu erzeugen.

[0038] Inzwischen wird, wie oben beschrieben, das Echosignal in medizinischer Ultraschall-Bildgebung durch tiefenabhängige Schwächung beeinträchtigt, und die Bandbreite des Echosignals unterscheidet sich entsprechend der Tiefe. Deshalb ist es notwendig, eine Grenzfrequenz dynamisch in Bezug auf jede Tiefe zu aktualisieren, um SNR zu maximieren. Das heißt, die Grenzfrequenz variiert mit der Bandbreite bei Verwendung des dynamischen Filters. Normalerweise ist die Länge N des Filters proportional zu der Grenzfrequenz und dem Dezimationsverhältnis.

[0039] Fig. 2 ist ein Diagramm zur Erklärung von Problemen, die bei dynamischer Durchführung von Dezimation durch einen Filter mit begrenzter Impulsantwort(FIR)-Filter auftreten. Die Struktur eines M/L -fachen dynamischen Dezimationsfilters ist in Fig. 2 gezeigt.

[0040] Bei der Implementierung einer dynamischen Dezimationsfilterstruktur unter Verwendung des FIR-Filters (wenn $M > L$), nimmt die Länge N des Filters proportional zur Zunahme des Dezimationsverhältnisses M zu. Das heißt, eine Bedingung $N = KM$ kann angenommen werden. Bezug nehmend auf Fig. 2 kann anerkannt werden, dass die Filterlänge N gleich der Anzahl der im Filter enthaltenen Multiplikatoren ist, und aufgrund von Merkmalen der dynamischen Dezimationsfilterstruktur sollte ein Hardwarefilter für ein maximales Dezimationsverhältnis implementiert werden. In diesem Fall variiert die Anzahl verwendeter Multiplikatoren dynamisch. Wenn zum Beispiel ein verwendeter Teil **220** ($M + 1$) Multiplikatoren enthält, sind die Multiplikatoren ($h(M + 1)$

bis $h(N-1) = 0$) des anderen Teils **230** unbenutzt und verschwendet. Das heißt, wenn ein Maximumwert von M groß ist, erfordert der Filter ein Übermaß an Multiplikatoren, und wenn der Wert von M in einem dynamischen Dezimationsverarbeitungsverfahren klein ist, sind viele Multiplikatoren verschwendet, was zu Ineffizienz führt.

[0041] Weil außerdem alle Multiplikatoren nach einem L -fachen Expander **210** bereitgestellt sind, arbeiten die Multiplikatoren bei einer hohen Betriebsfrequenz von L Mal und bei einer hohen Datenrate von L Mal. Deshalb nimmt die Menge an Berechnungen pro Einheitszeit zu, und folglich nehmen Aufwand, was die Menge an Berechnungen eines Blocks betrifft, und Hardwarekosten zu.

[0042] Fig. 3 ist ein Diagramm zur Erklärung eines Beispiels der Implementierung eines Dezimationsfilters unter Verwendung einer Polyphasenstruktur statt des FIR-Filters von Fig. 2 und von Problemen, die in einem solchen Beispiel auftreten.

[0043] Um den in Fig. 2 eingeführten FIR Filter effizient zu verbessern, kann ein dynamischer Dezimationsfilter, der einen Polyphasenfilter verwendet, benutzt werden. Wenn der in Fig. 3 gezeigte Dezimationsfilter verwendet wird, erfolgt nach Durchführen von L -facher Expansion eine M -fache Dezimation. Dann hat, verglichen mit der dynamischen Dezimationsfilterstruktur unter Verwendung des FIR-Filters, der Filter von Fig. 3 dieselbe Länge wie der Filter von Fig. 2, aber eine Datenrate, bei der Multiplikatoren arbeiten, wird M Mal gesenkt.

[0044] Aber sogar in diesem Fall, weil Multiplikatoren proportional zu der Länge des Filters benötigt werden, gibt es eine Verschwendung von Multiplikatoren, wenn der Wert von M klein ist. Wenn zum Beispiel ein Teil **310**, der in einem dynamischen Dezimationsverfahren verwendet wird, klein ist in Bezug auf einen Teil **320**, der in dem dynamischen Dezimationsverfahren nicht verwendet wird, kann es bei Verwendung von Hardware und Ressourcen zu Ineffizienz kommen.

[0045] Dementsprechend schlagen Ausführungsformen der unten beschriebenen Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung eine Filterstruktur vor, die alle Funktionen des oben beschriebenen dynamischen Dezimationsfilters hat und zugleich effizient ohne Verschwendung von Hardware und Betriebsressourcen implementiert werden kann. Das heißt, eine effiziente, willkürliche, fraktionierte Dezimationsstruktur, die nur K -Multiplikatorakkumulatoren verwendet, wird vorgeschlagen, um unabhängig von L und K beschränkte Hardwarekomplexität zu verwenden. Nachfolgend werden die Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung ausführlich unter Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen beschrieben.

[0046] Eine Gleichung eines allgemeinen FIR-basierten Dezimationsfilters wird wie folgt definiert. Wenn ein willkürlicher, fraktionierter Dezimationsfaktor als M/L dargestellt wird, wird ein Signal $w(n)$, das L -fach in Bezug auf eine Eingabe $x(n)$ aufwärtsabgetastet ist, wie in Gleichung 1 angegeben.

[Gleichung 1]

$$w(n) = \begin{cases} x(n/L), & n = pL \text{ (} p : \text{ganze Zahl)} \\ 0, & \text{andernfalls } 0 \end{cases}$$

[0047] Darin ist n ein Abtastindex. Ein Verfahren zur Filterung des FIR, wie in Fig. 2 in Bezug auf eine solche Eingabe gezeigt, ist als Gleichung 2 angegeben.

[Gleichung 2]

$$y(n) = \sum_{j=0}^{N-1} h(j) \cdot w(nM - j)$$

[0048] Darin bezeichnet $h(j)$ einen Koeffizienten eines gegebenen FIR-Filters und N bezeichnet die Länge des Filters.

[0049] Eine Gleichung für eine dynamische Dezimationsstruktur unter Verwendung des Polyphasenfilters wird nun definiert. Zuerst kann Gleichung 2 zusammengefasst werden als Gleichung 3 nach Änderung einer dynamischen Dezimationsfilterstruktur zu einer Polyphasenstruktur, in der Ausgaben aller Polyphasenfilter wie in Fig. 3 veranschaulicht addiert werden.

[Gleichung 3]

$$y(n) = \sum_{k=0}^{K-1} H(k) \cdot W(n-k) = \sum_{k=0}^{K-1} \sum_{m=0}^{M-1} h(kM+m) \cdot w((n-k)M-m)$$

$$H(k) = [h(kM) \quad h(kM+1) \quad \dots \quad h(kM+M-1)]$$

$$W(n) = [w(nM) \quad w(nM-1) \quad \dots \quad w(nM-(M-1))]^T$$

[0050] Fig. 4 ist ein Diagramm, das eine Struktur veranschaulicht, in der Teilsummen P_0 bis P_{K-1} , basierend auf den k -ten Koeffizienten in Bezug auf M Polyphasenfilter von Fig. 3, addiert werden.

[0051] Fig. 4 ist ein Diagramm, das eine Neuordnung der Polyphasenfilter von Fig. 3 durch Multiplikatorakkumulatoren (MACs) gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung veranschaulicht. Es kann anerkannt werden, dass die Polyphasenfilter durch eine Vielzahl von P_0 -MAC, P_1 -MAC, ..., P_{K-1} -MAC, die parallel zueinander verbunden sind, implementiert sind.

[0052] Gleichung 3 gibt an, dass jede Teilsumme $P_k(n)$ in Fig. 4 durch Multiplizieren von M aufeinanderfolgenden Paaren von Eingabeabtastungen mit Filterkoeffizienten bei einer Datenrate von $L \cdot f_f$ und kumulativem Summieren der multiplizierten Ergebnisse erhalten wird. Weil jede Teilsumme mit einer Periode von M Abtastungen durch Gleichung 3 berechnet wird, ist anzuerkennen, dass die Teilsumme durch einen einzelnen MAC implementiert werden kann. Ausgaben der MACs werden summiert, um eine Ausgabe $y(n)$ zu produzieren, wie durch Gleichung 4 angegeben.

[Gleichung 4]

$$y(n) = \sum_{k=0}^{K-1} P_k(n-k) = \sum_{k=0}^{K-1} \sum_{m=0}^{M-1} w((n-k)M-m) \cdot h(kM+m)$$

$$P_k(n) = \sum_{m=0}^{M-1} w(nM-m) \cdot h(kM+m), \quad k = 0, 1, \dots, K-1$$

[0053] Jeder MAC, der jede Teilsumme $P_k(n)$ berechnet, wird dargestellt als P_k -MAC, und alle P_k -MAC-Einheiten erhalten denselben Datensatz. Dies wird durch Beseitigen von Verzögerungen zwischen angrenzenden Filterblöcken implementiert, wie in Fig. 3 veranschaulicht, und stattdessen werden Ausgaben der MAC-Einheiten als eine verzögerte Summe implementiert, wie in Gleichung 4 angegeben.

[0054] Zusammenfassend beinhaltet die Filteranordnung von Fig. 4 einen Expander zum Empfangen eines medizinischen Bildsignals und Aufwärtsabtasten des medizinischen Bildsignals und einen Dezimationsfilter, der eine ganzzahlige Anzahl von MACs beinhaltet, eine Grenzfrequenz gemäß der Bandbreite des medizinischen Bildsignals durch dynamisches Aktualisieren einer Impulsantwort ändert und Dezimation an dem aufwärtsabgetasteten Signal gemäß einem Dezimationsverhältnis durchführt. Der Dezimationsfilter berechnet eine Teilsumme, welche die Summe von Koeffizienten eines k -ten (wobei k eine positive Ganzzahl ist) Standorts eines Polyphasenfilters ist, unter Verwendung von jedem MAC.

[0055] Genauer gesagt, wenn die Summe von Koeffizienten eines k -ten Standorts von jedem Polyphasenfilter eine Teilsumme P_k ist, dann wird diese Teilsumme durch einen MAC ausgedrückt als P_k -MAC. Nur eine begrenzte Anzahl von Multiplikatoren wird unabhängig von einem Dezimationsverhältnis M verwendet, und die Koeffizienten werden dem MAC durch ein Schieberegister (nicht gezeigt) geliefert, um Berechnung auszuführen.

[0056] Also kann eine Berechnung unter Verwendung von nur K (wobei K eine positive Ganzzahl ist) Multiplikatoren unter Verwendung des MAC erfolgen, im Gegensatz zu den Multiplikatoren, verwendet zum Angleichen der Filterlänge, wie in Fig. 2 und Fig. 3.

[0057] Wenn daher nur die Länge der an den MAC gelieferten Koeffizienten angeglichen wird, wenn die Filterlänge variiert, kann willkürliche, fraktionierte Dezimation nur von einer begrenzten Anzahl von Multiplikatoren durchgeführt werden.

[0058] Die Menge an Ultraschall-Empfangssignalen variiert entsprechend der Tiefe eines Bildes. Wenn zum Beispiel die Menge an Empfangsdaten, verwendet zur Bildgebung einer spezifischen Tiefe, 1.536 ist, dann werden 1.024 Abtastungen benötigt, um die spezifische Tiefe bei einer Auflösung von 640×480 anzuzeigen. Deshalb wird 3/2-fache Dezimation benötigt. Um Dezimation effizient durch einen dynamischen Dezimationsfilter mit einer Filterlänge 32, $M = 3$ und $L = 2$, durchzuführen, wird eine Abtastfrequenz des Empfangssignals zum Eingang des Filters geliefert und wird an 8 ($K = 8$) P-MACs geliefert.

[0059] Außerdem, weil ein Frequenzband eines Empfangssignals je nach Tiefe abnimmt, kann, wenn ein Filterkoeffizient in dem Schieberegister durch Berechnung einer anderen Grenzfrequenz entsprechend der Tiefe aktualisiert wird, ein Filter mit einem maximalen SNR konstruiert werden.

[0060] Fig. 5 ist ein Blockdiagramm, das detailliert einen Teilsummenrechner **400** zur Berechnung einer k -ten (wobei k eine positive Ganzzahl ist) Teilsumme in der Dezimationsfilteranordnung von Fig. 4 gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung veranschaulicht. Der Teilsummenrechner **400** beinhaltet einen Expander **410** und einen P_k -MAC **420**.

[0061] Jeder P_k -MAC summiert kumulativ Filterberechnungen in Bezug auf ein L -fach aufwärtsabgetastetes Eingangssignal und gibt das summierte Ergebnis entsprechend einem Dezimationsverhältnis aus. Also werden M Filterkoeffizientberechnungen von nur einem Multiplikator ausgeführt. In diesem Fall wird ein Filterkoeffizient eines Schieberegisters adaptiv entsprechend der Grenzfrequenz angewendet.

[0062] Genauer gesagt beinhaltet der P_k -MAC **420** ein Schieberegister **421** zum Empfangen und Speichern von Koeffizienten eines Polyphasenfilters, einen Multiplikator **422** zum Multiplizieren der in dem Schieberegister **421** gespeicherten Koeffizienten mit dem aufwärtsabgetasteten Signal, einen Summierer und ein Register **423** zum kumulativen Summieren der multiplizierten Ergebnisse und einen Dezimator **424** zum Durchführen M -facher Dezimation an dem summierten Ergebnis.

[0063] Das Frequenzband des Empfangssignals wird bestimmt von Schwächung, verursacht durch die Tiefe eines Objekts des medizinischen Bildsignals. Der P_k -MAC **420** berechnet verschiedene Grenzfrequenzen entsprechend der Tiefe und liefert die Filterkoeffizienten an das Schieberegister **421**, um dadurch ein SNR des medizinischen Bildes zu steuern. Insbesondere, weil der P_k -MAC **420** eine feste Anzahl von Multiplikatoren **422** unabhängig vom Dezimationsverhältnis beinhaltet, wird die Verschwendung von Multiplikatoren, verwendet entsprechend Variation in der Filterlänge, verhindert.

[0064] Eine weitere Ausführungsform zur Verbesserung der Leistung einer solchen dynamischen Dezimationsfilterstruktur wird nun im Hinblick auf eine Arbeitsfrequenz vorgeschlagen.

[0065] Fig. 6 ist ein Diagramm zur Erklärung einer Struktur, in der ein Expander von der Dezimationsfilteranordnung von Fig. 4 entfernt wird. Fig. 6(a) entspricht der Filterstruktur, eingeführt in Fig. 4 und Fig. 5.

[0066] Bezug nehmend auf (a) von Fig. 6 ist eine Eingabe eines medizinischen Bildsignals zu einem P_k -MAC ein Signal, das L -fach von einem Expander **610** aufwärtsabgetastet ist. Das heißt, es kann anerkannt werden, dass die Struktur von (a) von Fig. 6 eine L -fache Expansion in Bezug auf Eingabedaten erfordert.

[0067] Um dies zu verbessern, wird in (b) von Fig. 6 der Expander **610** entfernt, und ein L -faches Aufwärtsab-tastverfahren in dem P_k -MAC durchgeführt, sodass ein Signalverarbeitungsverfahren, durchgeführt bei einer niedrigeren Frequenz, abgeleitet werden kann. Dazu werden in (b) von Fig. 6 Filterkoeffizienten, angepasst durch ein Intervall L , an ein Schieberegister geliefert und dann an einen Multiplikator geliefert.

[0068] Dazu beinhaltet eine Filteranordnung für das medizinische Bildsignal, veranschaulicht in (b) von Fig. 6, einen Dezimationsfilter, der eine ganzzahlige Anzahl von MACs beinhaltet, eine Grenzfrequenz gemäß der Bandbreite des medizinischen Bildsignals durch dynamisches Aktualisieren einer Impulsantwort ändert und Dezimation an dem empfangenen Signal gemäß einem Dezimationsverhältnis durchführt. Der Dezimationsfilter wählt Filterkoeffizienten, angepasst durch ein Intervall einer Ganzzahl, aus, um das medizinische Bildsignal aufwärtsabzutasten, und liefert die ausgewählten Filterkoeffizienten an den MAC. Insbesondere wird das an

den Dezimationsfilter von (b) von **Fig. 6** gelieferte medizinische Bildsignal nicht zuvor aufwärtsabgetastet und arbeitet mit einer niedrigen Frequenz in Bezug auf ein zuvor aufwärtsabgetastetes Signal.

[0069] Genauer gesagt bestimmt der Dezimationsfilter, unter Berücksichtigung eines Ganzzahl-fachen Expanders zur Aufwärtsabtastung, die Filterkoeffizienten derart, dass der MAC eine Teilsummenberechnung eines Signals, mit Ausnahme eines Null-Auffüllteils außerhalb der Ausgabe des Expanders, durchführen kann. Das heißt, wenn die Filterkoeffizienten an Werte außer 0 aus der Ausgabe des Expanders unter Berücksichtigung des L-fachen Expanders angepasst werden und adaptiv an den MAC zum Abstimmen der Frequenzbandbreite geliefert werden, kann der Expander eliminiert werden, und eine auf die Grenzfrequenz abgestimmte Eingangsfrequenzbandbreite kann adaptiv angewendet werden.

[0070] Offensichtlich berechnet der Dezimationsfilter von (b) von **Fig. 6** auch eine Teilsumme, welche die Summe von Koeffizienten eines k-ten (wobei k eine positive Ganzzahl ist) Standorts eines Polyphasenfilters ist, durch den MAC. Wie in Bezug auf **Fig. 5** beschrieben, beinhaltet der MAC ein Schieberegister zum Empfangen und Speichern der Koeffizienten des Polyphasenfilters, einen Multiplikator zum Multiplizieren der in dem Schieberegister gespeicherten Koeffizienten mit dem medizinischen Bildsignal, einen Summierer zum kumulativen Summieren der multiplizierten Ergebnisse und einen Dezimator zur Durchführung von Dezimation an dem summierten Ergebnis.

[0071] Auf diese Weise erfordert die Dezimationsfilteranordnung von (b) von **Fig. 6** weniger Hardwareressourcen und weniger Stromverbrauch durch Arbeiten bei einer relativ niedrigen Frequenz und kann Verschwendung von Multiplikatoren entsprechend Variation der Filterlänge durch Verwendung einer festen Anzahl von Multiplikatoren unabhängig von einem Dezimationsverhältnis verhindern.

[0072] **Fig. 7** ist ein Blockdiagramm, das eine Dezimationsfilteranordnung veranschaulicht, in der ein Expander gemäß einer anderen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung entfernt wird. Um die Filterlänge proportional zu einem Dezimationsverhältnis M und die Menge an Berechnungen, verursacht durch einen Expander, effizient zu konzipieren, wird eine Teilsumme einer Phasenfilterstruktur unter Verwendung von MACs implementiert.

[0073] Genauer gesagt wird eine ursprüngliche Eingabesequenz $x(n)$ als Eingabe einer Pk-MAC-Einheit verwendet. Weil angenommen wird, dass Dezimation durchgeführt wird, ist zwangsläufig ein Nicht-Null-Wert zwischen M Elementen von $w(n)$ von Gleichung 3 vorhanden, wenn $M > L$. In diesem Fall ist $w(nM - p) = x(q)$ ($0 \leq p \leq M - 1$) erfüllt (nur wenn $nM - p = qL$ und $w(nM - m) = 0$ für $m \neq p$). Wenn l den kleinsten Wert von p bezeichnet und $\hat{n}$ den größten Wert von q bezeichnet, $l = nM \bmod L$ und $\hat{n} = \lfloor nM/L \rfloor$. Das heißt, $x(\hat{n}) = w(nM - l)$ gibt den ersten Nicht-Null-Wert von $W(n)$ an. Wenn daher M_n Nicht-Null-Werte in $W(n)$ vorhanden sind, ist M_n der größte Wert von j, der $l + (j - 1)L \leq M - 1$ erfüllt und wie in Gleichung 5 angegeben werden kann.

[Gleichung 5]

$$M_n = \lfloor \frac{M-1-l}{L} \rfloor + 1$$

[0074] Weil $w(nM - l - jL) = x(\hat{n} - j)$, werden ein Eingabedatenvektor und ein Filterkoeffizient, geliefert an alle MAC-Einheiten, wie in Gleichung 6 gemäß einem Pk-MAC dargestellt.

[Gleichung 6]

$$\begin{aligned} X(n) &= [x(\hat{n}) \ x(\hat{n} - 1) \ \dots \ x(\hat{n} - M_n + 1)]^T \\ H_k(l) &= [h(kM + l) \ h(kM + l + L) \ \dots \ h(kM + l + (M_n - 1)L)]^T \end{aligned}$$

[0075] Wie in **Fig. 7** veranschaulicht, geben MAC-Einheiten K Teilsummen $P_k(n) = X(n) \cdot H_k(l)$ ($k = 0, 1, \dots, K - 1$) aus. Diese Teilsummen werden durch eine Verzögerungskette wie in $P_k(n - k)$ ($k = 0, 1, \dots, K - 1$) verzögert und werden summiert, um die Ausgabe $y(n)$ von Gleichung 4 zu produzieren. Weil $X(n)$ M_n Elemente hat, gibt der Pk-MAC eine Teilsumme aus, nachdem M_n Abtastungen eingegeben sind, wie veranschaulicht von einem M_n -fachen Dezimator bei einer Ausgabestufe von jedem MAC. Wenn L und M relativ teilerfremd sind, ist die Summe von L aufeinanderfolgenden Werten von M_n mit L wiederholten Muster gleich M, d. h., $M_n + M_{n-1} + \dots + M_{n-L+1} = M$. Deshalb kann anerkannt werden, dass ein Dezimationsfaktor M/L ist, weil die vorgeschlagene Struktur L Ausgaben pro M eingegebene Abtastungen bereitstellt.

[0076] Fig. 8 ist ein Flussdiagramm, das ein Dezimationsverfahren eines medizinischen Bildsignals unter Verwendung eines dynamischen Dezimationsfilters gemäß noch einer anderen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung veranschaulicht. Weil die Dezimationsmethode ein Verfahren entsprechend jeder zuvor beschriebenen Konfiguration von (b) von Fig. 6 beinhaltet, wird jeder Prozess kurz beschrieben, mit Schwerpunkt auf eine zeitliche Ursache- und -Wirkung-Beziehung von Vorgängen, um eine wiederholte Beschreibung zu vermeiden.

[0077] In Schritt S810 wird ein medizinisches Bildsignal empfangen.

[0078] In Schritt S820 wird ein Filterkoeffizient zum Ändern einer Grenzfrequenz entsprechend der Bandbreite des medizinischen Bildsignals unter Berücksichtigung eines Dezimationsverhältnisses ausgewählt. In diesem Fall wird, um einen Expander zu entfernen, der Filterkoeffizient wünschenswert unter Berücksichtigung eines Intervalls oder einer Ganzzahl zur Aufwärtsabtastung des in Schritt S810 empfangenen Signals bestimmt. Zu diesem Zweck ist es in Schritt S820 zur Auswahl des Filterkoeffizienten wünschenswert, den Filterkoeffizienten derart auszuwählen, dass eine Teilsumme durch einen MAC berechnet wird, mit Ausnahme eines Null-Auffüllteils außerhalb der Ausgabe des Expanders unter Berücksichtigung von Ganzzahl-facher Expansion.

[0079] Dementsprechend wird das an einen Teilsummenrechner gelieferte medizinische Bildsignal nicht zuvor aufwärtsabgetastet und arbeitet bei einer niedrigen Frequenz in Bezug auf ein zuvor aufwärtsabgetastetes Signal.

[0080] In Schritt S830 wird der bestimmte Filterkoeffizient an den Teilsummenrechner einschließlich einer Ganzzahl von MACs geliefert. Darin berechnet der Teilsummenrechner eine Teilsumme, welche die Summe von Koeffizienten eines k-ten (wobei k eine positive Ganzzahl ist) Standorts eines Polyphasenfilters unter Verwendung des MAC ist. Der MAC beinhaltet eine feste Anzahl von Multiplikatoren, unabhängig vom Dezimationsverhältnis, um dadurch Verschwendung von Multiplikatoren entsprechend Variation in der Filterlänge zu verhindern.

[0081] In Schritt S840 wird dynamische Dezimation an dem empfangenen medizinischen Bildsignal unter Verwendung der von dem Teilsummenrechner gelieferten Filterkoeffizienten durchgeführt. Genauer gesagt multipliziert in Schritt S840 der MAC das medizinische Bildsignal mit den Koeffizienten des Polyphasenfilters, die in einem Schieberegister gespeichert sind, durch Verwendung eines Multiplikators, und summiert die multiplizierten Ergebnisse kumulativ und dezimiert das summierte Ergebnis unter Verwendung eines Dezimators.

[0082] Inzwischen kann das Verfahren zur Durchführung von Dezimation an einem medizinischen Bildsignal in der Verarbeitung eines digitalen Signals gemäß den vorhergehenden beispielhaften Ausführungsformen als Code implementiert werden, der in ein computerlesbares Aufzeichnungsmedium geschrieben werden kann und daher von einem Computersystem gelesen werden kann. Das computerlesbare Aufzeichnungsmedium kann jede Art von Aufzeichnungsvorrichtung sein, in der Daten, die von dem Computersystem gelesen werden können, gespeichert werden.

[0083] Beispiele für das computerlesbare Aufzeichnungsmedium sind unter anderem ein ROM, ein RAM, eine CD-ROM, ein Magnetband, eine Floppydisk, optische Datenspeicherung und eine Trägerwelle (z. B. Datenübertragung über das Internet). Das computerlesbare Aufzeichnungsmedium kann über Computersysteme, die mit einem Netzwerk verbunden sind, verteilt sein, sodass computerlesbarer Code darauf geschrieben wird und davon dezentralisiert ausgeführt wird. Funktionelle Programme, Code und Codesegmente zur Realisierung der Ausführungsformen hierin, können von jedem Fachmann ausgelegt werden.

[0084] Während die vorliegende Erfindung insbesondere unter Bezugnahme auf beispielhafte Ausführungsformen davon gezeigt und beschrieben wurde, wird der Fachmann schätzen, dass die vorliegende Erfindung in anderen spezifischen Formen als jene, die hierin dargelegt sind, ausgeführt sein können, ohne vom Geist und von den wesentlichen Merkmalen der vorliegenden Erfindung abzuweichen. Die obige ausführliche Beschreibung muss deshalb in allen Aspekten als veranschaulichend und nicht einschränkend ausgelegt werden. Der Umfang der Erfindung sollte durch vernünftige Auslegung der angehängten Ansprüche bestimmt werden, und alle Änderungen, die im Gleichwertigkeitsbereich der Erfindung erfolgen, sind innerhalb des Umfangs der Erfindung. Industrielle Anwendbarkeit

[0085] Gemäß den oben beschriebenen Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung ist eine feste Anzahl von Multiplikatoren als eine Polyphasenfilterstruktur unter Verwendung eines MAC implementiert. Deshalb, weil relativ wenig Hardwareressourcen und weniger Stromverbrauch bei Durchführung dynamischer Dezimation

nötig sind und eine Grenzfrequenz eines Filters adaptiv zur Erhöhung von SNR angewendet wird, kann ein ultradünnes Ultraschall-Bildgebungssystem zustande gebracht werden.

Patentansprüche

1. Filteranordnung für ein medizinisches Bildsignal, umfassend:
einen Expander, konfiguriert zum Empfangen des medizinischen Bildsignals und Aufwärtsabtasten des medizinischen Bildsignals; und
einen Dezimationsfilter, einschließlich einer ganzzahligen Anzahl von Multiplikatorakkumulatoren (MACs), konfiguriert zum Ändern einer Grenzfrequenz gemäß Bandbreite des empfangenen medizinischen Bildsignals durch dynamisches Aktualisieren einer Impulsantwort und Durchführen von Dezimation an dem aufwärtsabgetasteten Signal gemäß einem Dezimationsverhältnis.
2. Filteranordnung nach Anspruch 1, wobei der Dezimationsfilter eine Teilsumme, welche die Summe von Koeffizienten eines k -ten (wobei k eine positive Ganzzahl ist) Standorts eines Polyphasenfilters ist, durch jeden MAC berechnet.
3. Filteranordnung nach Anspruch 1, wobei jeder MAC beinhaltet:
ein Schieberegister, konfiguriert zum Empfangen und Speichern von Koeffizienten eines Polyphasenfilters;
einen Multiplikator, konfiguriert zum Multiplizieren der in dem Schieberegister gespeicherten Koeffizienten mit dem aufwärtsabgetasteten Signal;
einen Summierer, konfiguriert zum kumulativen Summieren der multiplizierten Ergebnisse; und
einen Dezimator, konfiguriert zur Dezimation des summierten Ergebnisses.
4. Filteranordnung nach Anspruch 3, wobei ein Frequenzband des empfangenen Signals bestimmt wird durch Schwächung, verursacht durch Tiefe eines Objekts des medizinischen Bildsignals, und Filterkoeffizienten zur Berechnung verschiedener Grenzfrequenzen gemäß der Tiefe durch das Schieberegister an den MAC geliefert werden, um ein Signal-Rausch-Verhältnis des medizinischen Bildes zu steuern.
5. Filteranordnung nach Anspruch 1, wobei jeder MAC eine feste Anzahl von Multiplikatoren, unabhängig von dem Dezimationsverhältnis, beinhaltet, um Verschwendung von Multiplikatoren, verwendet entsprechend Variation in Filterlänge, zu verhindern.
6. Filteranordnung für ein medizinisches Bildsignal, umfassend:
einen Dezimationsfilter, einschließlich einer ganzzahligen Anzahl von Multiplikatorakkumulatoren (MACs), konfiguriert zum Ändern einer Grenzfrequenz gemäß Bandbreite des medizinischen Bildsignals durch dynamisches Aktualisieren einer Impulsantwort und Durchführen von Dezimation an dem empfangenen Signal gemäß einem Dezimationsverhältnis,
wobei der Dezimationsfilter einen Filterkoeffizienten bestimmt, angepasst durch ein Intervall einer Ganzzahl, um das medizinische Signal aufwärtsabzutasten, und den Filterkoeffizienten an jeden MAC liefert.
7. Filteranordnung nach Anspruch 6, wobei das an den Dezimationsfilter gelieferte medizinische Bildsignal zuvor nicht aufwärtsabgetastet ist und bei einer niedrigen Frequenz in Bezug auf ein zuvor aufwärtsabgetastetes Signal arbeitet. (Anspruch 81 Filteranordnung nach Anspruch 6, wobei der Dezimationsfilter unter Berücksichtigung eines Ganzzahl-fachen Expanders zur Aufwärtsabtastung den Filterkoeffizienten derart bestimmt, dass eine Teilsummenberechnung des Signals durch den MAC erfolgt, mit Ausnahme eines Null-Auffüllteils außerhalb einer Ausgabe des Expanders.
8. Filteranordnung nach Anspruch 6, wobei der Dezimationsfilter eine Teilsumme, welche die Summe von Koeffizienten eines k -ten (wobei k eine positive Ganzzahl ist) Standorts eines Polyphasenfilters ist, durch den MAC berechnet.
9. Filteranordnung nach Anspruch 6, wobei der MAC beinhaltet:
ein Schieberegister, konfiguriert zum Empfangen und Speichern von Koeffizienten eines Polyphasenfilters;
einen Multiplikator, konfiguriert zum Multiplizieren der in dem Schieberegister gespeicherten Koeffizienten mit dem medizinischen Bildsignal;
einen Summierer, konfiguriert zum kumulativen Summieren der multiplizierten Ergebnisse; und
einen Dezimator, konfiguriert zum Ausführen von Dezimation an dem summierten Ergebnis.

10. Filteranordnung nach Anspruch 10, wobei ein Frequenzband des empfangenen Signals durch Schwächung, verursacht durch die Tiefe eines Objekts des medizinischen Bildsignals, bestimmt wird und Filterkoeffizienten zur Berechnung verschiedener Grenzfrequenzen gemäß der Tiefe durch das Schieberegister an den MAC geliefert werden, um ein Signal-Rausch-Verhältnis des medizinischen Bildes zu steuern.

11. Filteranordnung nach Anspruch 6, wobei der MAC eine feste Anzahl von Multiplikatoren, unabhängig von dem Dezimationsverhältnis, beinhaltet, um Verschwendung von Multiplikatoren, verwendet entsprechend Variation in Filterlänge, zu verhindern.

12. Verfahren zur Dezimation eines medizinischen Bildsignals, umfassend:
Empfangen des medizinischen Bildsignals;
Auswählen eines Filterkoeffizienten zum Ändern einer Grenzfrequenz gemäß der Bandbreite des medizinischen Bildsignals unter Berücksichtigung eines Dezimationsverhältnisses;
Liefern des ausgewählten Filterkoeffizienten an einen Teilsummenrechner, einschließlich einer ganzzahligen Anzahl von Multiplikatorakkumulatoren (MACs); und
Durchführen, durch den Teilsummenrechner, dynamischer Dezimation an dem empfangenen medizinischen Bildsignal unter Verwendung des ausgewählten Filterkoeffizienten, wobei der Filterkoeffizient unter Berücksichtigung eines Intervalls einer Ganzzahl zur Aufwärtsabtastung des empfangenen medizinischen Bildsignals bestimmt wird.

13. Verfahren nach Anspruch 13, wobei das an den Teilsummenrechner gelieferte medizinische Bildsignal zuvor nicht aufwärtsabgetastet ist und mit einer niedrigen Frequenz in Bezug auf ein zuvor aufwärtsabgetastetes Signal arbeitet.

14. Verfahren nach Anspruch 13, wobei das Auswählen des Filterkoeffizienten beinhaltet, dass unter Berücksichtigung eines Ganzzahl-fachen Expanders zur Aufwärtsabtastung der Filterkoeffizient derart bestimmt wird, dass eine Teilsumme durch jeden MAC berechnet wird, mit Ausnahme eines Null-Auffüllteils außerhalb einer Ausgabe des Expanders.

15. Verfahren nach Anspruch 13, wobei der Teilsummenrechner eine Teilsumme, welche die Summe von Koeffizienten eines k -ten (wobei k eine positive Ganzzahl ist) Standorts eines Polyphasenfilters ist, durch jeden MAC berechnet.

16. Verfahren nach Anspruch 13, wobei die Durchführung dynamischer Dezimation beinhaltet:
Multiplizieren, durch den MAC, des medizinischen Bildsignals mit in einem Schieberegister gespeicherten Koeffizienten eines Polyphasenfilters unter Verwendung eines Multiplikators;
kumulatives Summieren, durch den MAC, der multiplizierten Ergebnisse unter Verwendung eines Summierers; und
Dezimation, durch den MAC, des summierten Ergebnisses unter Verwendung eines Dezimators.

17. Verfahren nach Anspruch 13, wobei der MAC eine feste Anzahl von Multiplikatoren, unabhängig von dem Dezimationsverhältnis, beinhaltet, um Verschwendung von Multiplikatoren entsprechend Variation in Filterlänge zu verhindern.

Es folgen 5 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG. 1

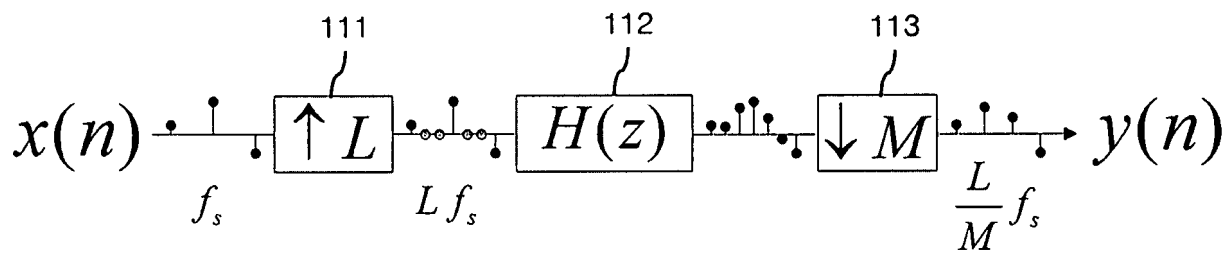
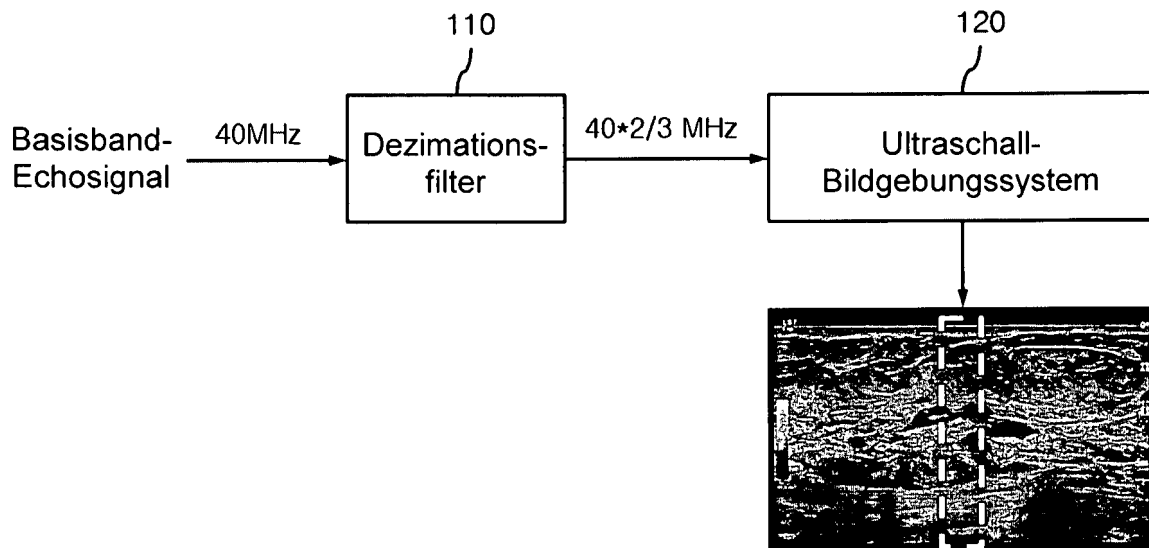


FIG. 2

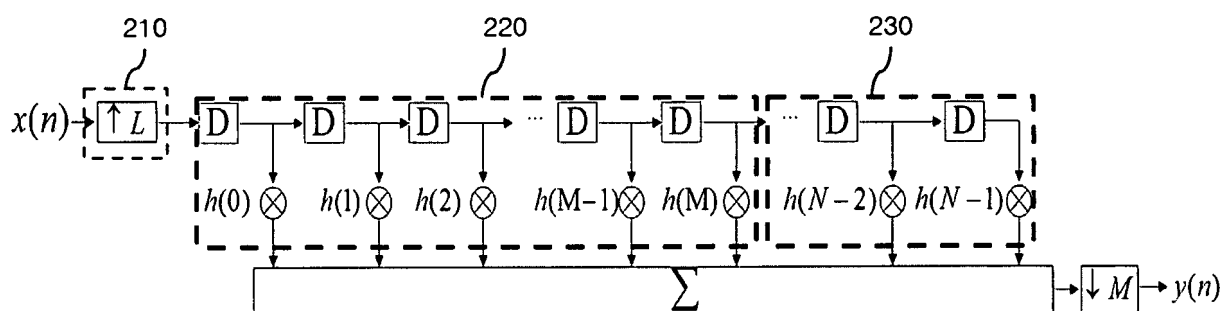


FIG. 3

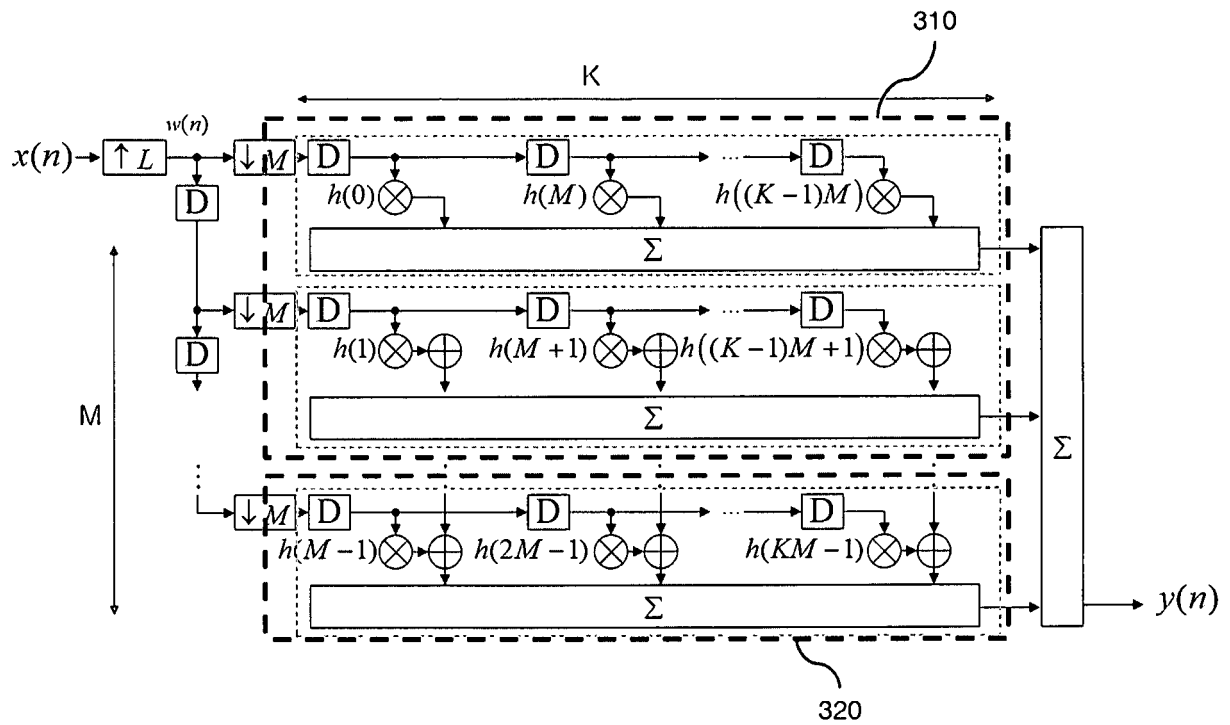


FIG. 4

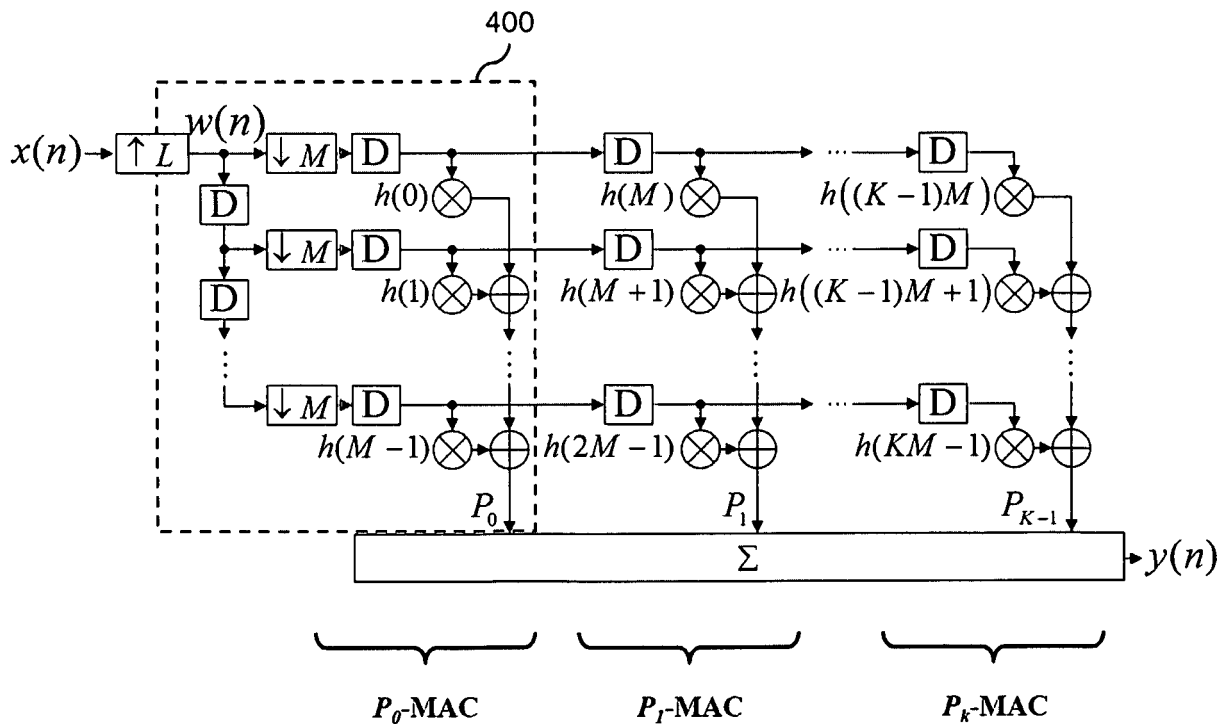


FIG. 5

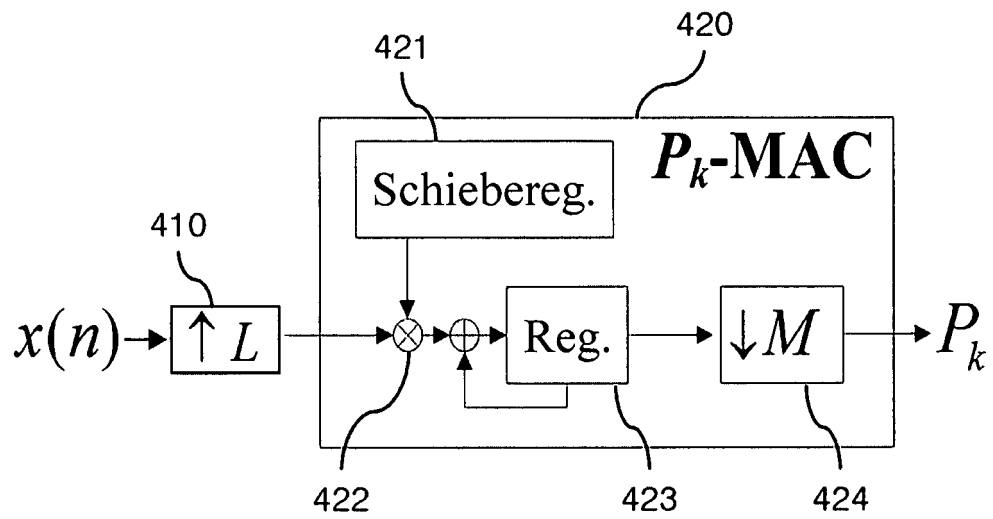


FIG. 6A

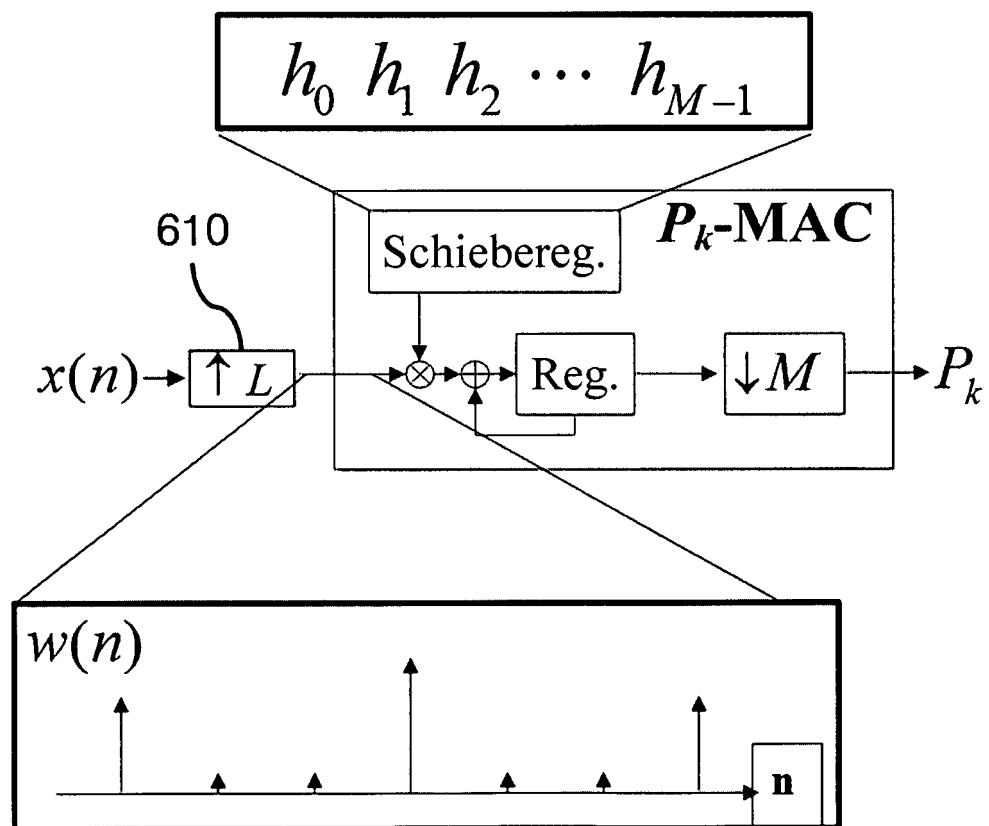


FIG. 6B

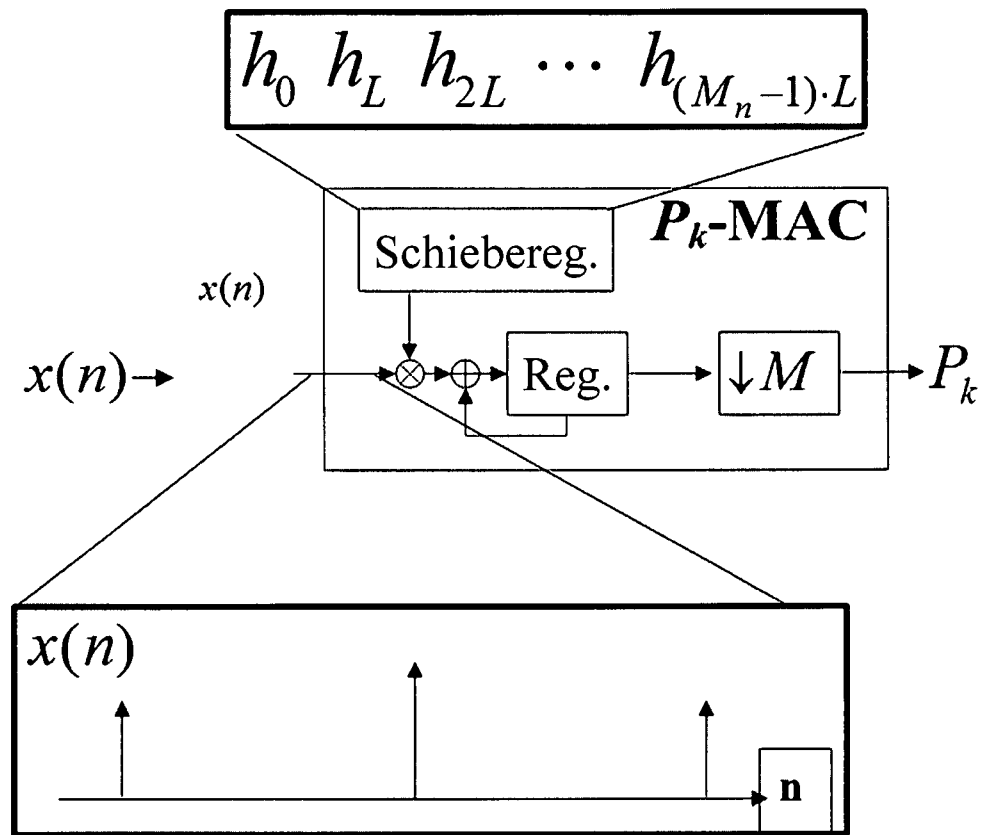


FIG. 7

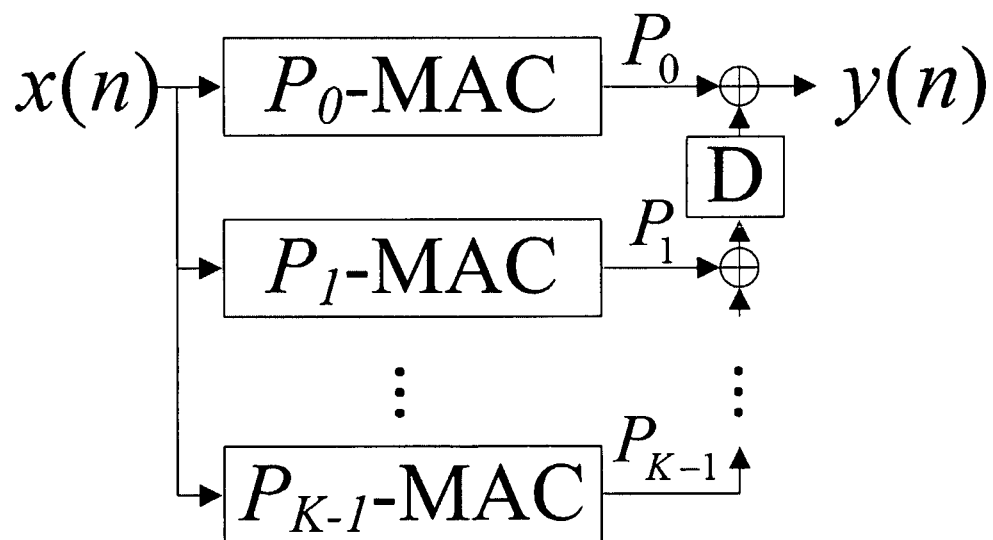


FIG. 8

