

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-507298

(P2004-507298A)

(43) 公表日 平成16年3月11日(2004.3.11)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 8/00

G01B 17/00

G01S 15/89

F I

A61B 8/00

G01B 17/00

G01S 15/89

テーマコード (参考)

2F068

4C301

4C601

5J083

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 55 頁)

(21) 出願番号 特願2002-522000 (P2002-522000)
 (86) (22) 出願日 平成13年8月13日 (2001.8.13)
 (85) 翻訳文提出日 平成14年4月22日 (2002.4.22)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2001/009638
 (87) 国際公開番号 W02002/016963
 (87) 国際公開日 平成14年2月28日 (2002.2.28)
 (31) 優先権主張番号 09/644,193
 (32) 優先日 平成12年8月22日 (2000.8.22)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (81) 指定国 EP (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), JP

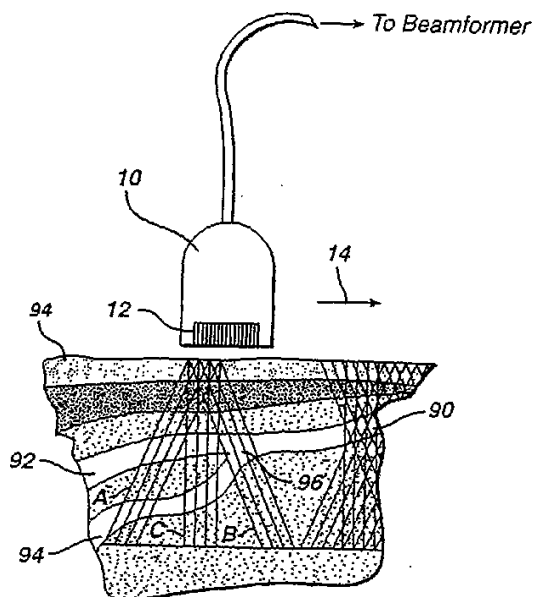
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 Groenewoudseweg 1, 5
 621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100114753
 弁理士 宮崎 昭彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 空間的に合成されたパノラマ画像を持つ超音波診断システム

(57) 【要約】

変換器がパノラマ画像範囲に関して移動するので、複数の異なる視線方向に電子的に操舵されるビームによって空間的に合成されたパノラマ超音波画像を生成する方法及び装置が記載されている。この入力されるエコー情報は、空間的に合成されたパノラマ画像を形成するために、合成され、その後、整列され、事前に取得されたエコー情報と結合される。代わりに、この入力されるエコー情報は、事前に取得されるエコー情報で整列されてもよく、その後、空間結合及びパノラマ画像を1つの処理で生成するように結合される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

空間的に合成された超音波パノラマ画像を生成する方法において、
多数の視点方向から延在される画像領域におけるポイントを調べるために、アレイ変換器の開口が前記延在される画像領域に関して移動して、前記アレイ変換器の開口から複数の方向に複数の電子的に操舵されるビームを送信し、
前記送信に応じたエコーを入力し、
前記入力されたエコーを位置的にまとめ、及び
前記アレイ変換器の開口よりも大きいパノラマの空間的に合成された超音波画像を生成するために位置的に整列されたエコーを結合する、
ことを有する方法。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の方法において、結合は、
空間的に合成された画像を生成するために、多数の視線方向から調べられた画像領域におけるポイントからのエコーを結合し、
前記アレイ変換器の開口よりも大きいパノラマの空間的に合成された超音波画像を生成するために前記空間的に合成された画像と事前に取得された空間的に合成された画像とを結合する、
ことを含む方法。

20

【請求項 3】

空間的に合成された超音波パノラマ画像を生成する請求項 1 又は 2 に記載の方法において、
移動する変換器の開口から、シーケンスの異なる要素画像フレームは、異なる視線方向に電子的に操舵された走査ラインを示す、当該要素画像フレームのシーケンスを入力し、
基本の空間的に合成された画像を生成するために複数の前記要素画像フレームを結合し、
及び
空間的に合成された超音波パノラマ画像を生成するために前記基本の空間的に合成された画像と事前に取得された基本の空間的に合成された画像とを結合する、
ことを有する方法。

30

【請求項 4】

請求項 3 に記載の方法において、前記最初に述べた結合は、空間的な整列に基づき複数の要素画像フレームを結合することを有する方法。

【請求項 5】

請求項 3 に記載の方法において、整列は、ブロック整合、正規化相関、相関関係、差の絶対値の和、差の二乗和、勾配降下、相互情報処理、ドップラー検出、又は位置若しくは動きセンサの 1 つを利用する方法。

【請求項 6】

空間的に合成された超音波パノラマ画像を生成する請求項 1 又は 2 に記載の方法において、
移動する変換器の開口から、シーケンスの異なる要素画像フレームは、異なる視線方向に電子的に操舵された走査ラインを示す、当該要素画像フレームのシーケンスを入力し、
共通の視線方向を示す要素画像フレームを位置合わせし、
共通の視線方向を示す前記位置合わせされた要素画像フレームを用いることにより異なる視線方向を示す要素画像フレームを位置合わせし、及び
空間的に合成された超音波パノラマ画像を生成するために前記位置合わせされた要素画像を結合する、
ことを有する方法。

40

【請求項 7】

画像フレームの反復シーケンスの連続する画像フレーム間の移動を決める請求項 1 又は 2 に記載の方法であって、各シーケンスは、異なる視線方向を示す複数の画像フレームを含

50

む方法において、
画像フレームの複数の前記シーケンスを取得し、
位置合わせする値を決めるために２つのフレームの情報内容を比較することによって前記シーケンスのうちの１つのシーケンスの画像フレームを同じ視線方向を示す前記シーケンスの他のシーケンスの画像フレームと位置合わせし、及び
前記位置合わせする値を用いた計算によって異なる視線方向の連続する画像フレーム間の移動を決める、
ことを有する方法。

【請求項 8】

空間的に合成されたパノラマ画像を生成する超音波撮像システムにおいて、
アレイ変換器、
前記アレイ変換器に結合され、前記アレイ変換器が画像領域に関して移動されるので、前記アレイ変換器が複数の視線方向に電子的に操舵されるビームを送信させるように動作可能である送信制御器、
前記アレイ変換器に結合され、複数の視線方向に送信されるビームに応じて、コヒーレントなエコー信号を生成するビーム形成器、
画像領域内の共通のポイントから入力されるエコー信号を整列させる位置合わせ処理器、
及び
空間的に合成されたパノラマ画像データを生成するために整列したエコー信号を結合させる結合器、
を有する超音波撮像システム。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波撮像システムにおいて、超音波撮像システムは更に、
前記ビーム形成器により生成された前記エコー信号に応答し、空間的に合成されたエコー信号を生成する空間合成処理器を有し、前記位置合わせ処理器及び前記結合器は、空間的に合成されたエコー信号に応じて動作する超音波撮像システム。

【請求項 10】

前記送信制御器は、前記アレイ変換器が要素画像用のビームを送信させるように動作可能であり、異なる要素画像は、異なる視線方向に操舵されるビームを示す請求項 8 に記載の超音波撮像システム。

【請求項 11】

前記空間合成処理器は、異なる空間的に合成された画像用の要素画像を同時に組み立てる複数の画像メモリを含む請求項 8 に記載の超音波撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断画像システム、特に空間的に合成されたパノラマ画像 (panoramic image) を生成する超音波診断画像システムに関する。

【0002】

【従来の技術】

現在商業的に利用可能である超音波画像を処理及び表示する方法は、延在される視界又はパノラマ撮像として知られている。基本的なリアルタイム撮像モードにおいて、超音波変換器は、この変換器の開口 (aperture) のすぐ前の身体領域のリアルタイム画像を生成する。この変換器が身体上の他の位置へ移動するとき、画像は、新しい位置における変換器の開口の前方の領域の画像となる。すなわち、この変換器が身体に沿って移動するにつれて、超音波システムは、どんな任意の瞬間においても、変換器の開口の前方の領域の現在の画像を連続して生成する。パノラマ撮像は、変換器の開口の開始位置並びに終了位置、及びその間の全ての位置を含む変換器の開口の前方にあった領域の全てに及ぶ合成画像を生成する。パノラマ撮像は、B アーム超音波スキャナによって初めは 12 年以上も前から行われていて、このスキャナは、変換器が移動するにつれて、走査ラインを送

10

20

30

40

50

り、受信する。各走査ラインの空間位置は、Bアーム内の位置センサによりトラッキングされ、走査ラインはその後、変換器の経路の下にある連続画像を形成するように組み立てられる。今日の商業的システムにおいて、使用される変換器は、連続的に走査し、画像フレームを取得するアレイ変換器である。Bアームの必要性は、それらの共通（重畳）する画像内容に基づいて連続する画像フレームを相関させることにより得られる。アレイ変換器は、連続する画像フレームが重畳し、同一平面（c o - p l a n e r）にあるように経路を移動するとき、画像フレームを互いに整列させるのに一般的に十分な相関がある。整列される画像フレームは、変換器の移動経路の下にある組織の連続画像を形成するために、一緒に組み立てられる。パノラマ画像は、例えば米国特許番号第7,782,766号に記載の方法及び装置によってこのように生成される。

10

【0003】

米国特許番号第5,538,004号は、フレーム間の配列を利用する他の超音波表示技術を示す。この特許において、各々の新しいリアルタイム画像は先行する画像と整列され、次いで、変換器が異なる方位から病変部を眺める場合でも、観察者は同じ空間基準からの画像における組織を常に見ているように必要に応じて回転させる。この結果が画像安定化効果である。米国特許番号第5,538,004号の出願人は、画像整列処理が例えば合成のような他の画像改善手順に用いられることを認識している。米国特許番号第5,566,674号において、この延在は、当該特許の図1に立証されるような異なる変換器の位置から身体の同じ組織の画像を取得することにより行われる。これら画像が整列され、その後、減少するシャドウイング及びスペckル（s p e c k l e）を持つ新しい画像を形成するために合成される。

20

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

上記システムの好ましい特性の全てを結合する画像技術、すなわちシャドウイング及びスペckルが合成することにより減少するパノラマ画像を持つことが好ましい。しかしながら、異なる変換器の位置から画像を取得する、米国特許番号第5,538,004号及び第5,566,674号により提示される技術は、数多くの欠点を有する。パノラマ撮像に対し変換器が移動する多くの経路は、例えば伏在静脈を撮像するときの脚のようにほぼ直線的である。前記画像のポイントがフレーム間の画像フレームの異なる走査ラインによって調べられる一方、2つの走査ラインの開口は、これら重畳する画像領域の走査ラインが略平行であるので、通常は高い相関性を持ち、あるならば合成効果を僅かに生成する。例えば腹部のような身体の他の領域において、胴体は一般的に、大きすぎる減衰を持つほど大きいので、身体の両側から同じ組織を見ることができない。従って、合成に必要とされる組織を考慮して、相違点は、単に変換器を移動するのではしばしば得られない。もしそれらができたとしても、それらを取得するのに必要とされる変換器の変位、組織の変形によって生じるこの変換器からの歪み及び2つの眺めが同一平面とはならない、故に相関しない可能性は、パノラマ撮像位置合わせアルゴリズムが失敗する可能性を全て増大させる。これらの欠点を持たない空間的に合成されたパノラマ画像を生成可能にすることが望まれる。

30

【0005】

【課題を解決するための手段】

本発明の原理に従い、空間的に合成されたパノラマ超音波画像は、アレイ変換器が走査すべき領域に関して移動されるので、画像を取得することによって生成される。変換器が移動するので、走査ラインは、この変換器に対し複数の視線方向に電子的に操舵される。これら電子的に操舵された走査ラインは、空間的に合成されたパノラマ画像を形成するために整列され、結合される空間的に合成された画像を形成するために結合される。ある実施例において、空間的に合成された画像が初めに形成され、その後、パノラマ画像を形成するために整列され、結合される。他の実施例において、異なる視線方向の要素画像フレームが整列され、その後、ある結合ステップにおいて、空間的に合成されたパノラマ画像を形成するために結合され、このステップは、変換器の動きによるぼやけ（b l u r r i n

40

50

g)を減少させる。最初のアプローチにおいて、空間的に合成された画像は、視線方向の完全なシーケンス毎に1回、新しい視線方向毎に1回又は視線方向の部分的な新しいシーケンスが走査された後の割合で生成される。

【0006】

【発明の実施の形態】

図1は、本発明に従うパノラマ走査を示す。走査ヘッド10は、この走査ヘッドの移動経路の下にある組織及び血管92, 94, 96のパノラマ画像を生成するために身体の表面94に沿って移動される。一般に、超音波用の接触媒質(図示せず)は、走査ヘッドの滑動と、この走査ヘッドと身体との間の超音波の進行との助けとなるように、この走査ヘッドと皮膚表面との間に与えられる。走査ヘッドはアレイ変換器12を含み、この走査ヘッドは一般的に、連続する画像がある共通の画像内容を持つように、14に示されるような変換器の画像平面に沿って移動する。走査ヘッドが移動するので、アレイ変換器は、複数の視線方向へ電子的に操舵される超音波ビームを送信及び受信するように動作する。図1は、A, B及びCで示される走査ラインによる3つのビーム操舵方向を示す。Aの走査ラインは左に操舵され、Bの走査ラインは右に操舵され、Cの走査ラインはアレイ変換器から真っ直ぐ前方に操舵される。本実施例は、説明を明瞭にするために3つの操舵方向だけしか示さないが、構成される実施例において、9個までの異なる操舵方向が使用される。図1は、操舵された線形アレイ変換器の使用を説明しているが、米国特許出願(出願シリアル番号09/577, 021)に示されるような操舵された位相アレイ変換器又は操舵された湾曲アレイ変換器が用いられてもよい。多数のビームによって調べられる(inte 20
rrogate)身体のポイントは、このポイントからのエコー(echo)が結合されるときに空間合成の改善される画質を与えるために、大きく異なった視線方向で見られるように、このビーム操舵角は十分に異なる。異なって操舵されるビームの送信及び受信は、どんな順序でインターリーブされてもよいが、好ましい実施例において、同じ操舵方向の走査ラインからなる要素画像フレームは、以下に論じるように連続して取得される。走査ヘッドが図に示されるような方向14へ移動するので、この走査ヘッドの下にある組織及び血管は、この図の右側部分90に示されるような多数の視線方向の走査ラインを重複することにより調べられる。共通のポイントからのエコーは、空間合成を生成するために結合され、走査ヘッドの移動経路の下にある走査ラインは、空間的に合成されたパノラマ画像を生成するために1つの画像に組み立てられる。 30

【0007】

この走査技術の利点は、空間的結合効果が信頼して得られるように、対象となっている組織が多数の既定の視線方向から素早く電子的に走査されることである。例えば脚部を下がるような、身体の平面に沿ったビーム操舵無しに線形のアレイ変換器を動かすことは、画像内のポイントが同じ視線方向から常に見られるような空間合成効果を生じさせない。アレイ変換器が沿って移動する身体が湾曲している又はでこぼこである場合、ある空間合成が起こるが、前記効果は、変換器が移動した移動経路及び距離の不規則さの関数であるから、極端に変化し、画像の多くの領域が全く空間合成効果を示さない。ビーム操舵を持たない湾曲したアレイを用いたとしても、単に空間合成効果を生成するだけであり、あつたとしても、それは変換器による移動距離の強い関数となる。電子ビーム操舵は、この変動の多くを削除することができ、全体のパノラマ画像に沿ってより一様な空間合成効果を実際に生じさせる。更なる利点は、素早く電子的に操舵される視線方向からのエコーを合成することは、パノラマ画像を作成している間、要素フレームの正確な位置合わせに頼る必要は無いことであり、これは基本画像の誤った位置合わせによって起こるぼやけ(blurring)によるパノラマ画像結合に対する平均化を使用する限定因子によくなる。 40

【0008】

図2を参照すると、本発明の原理に従って構成される超音波診断撮像システムが示されている。アレイ変換器12を含む走査ヘッド10は、破線の長方形及び平行四辺形により示される画像領域に異なる角度でビームを送信する。各グループが走査ヘッドに対し異なる 50

角度で操舵される A , B 及び C と付けられた走査ラインの 3 つのグループがこの図に示されている。ビームの送信は、送信器 14 によって制御され、この送信器は、既定の原点から、前記アレイ変換器に沿って、既定の角度で各ビームを送信するために、アレイ変換器の素子の各々の位相及び始動時間を制御する。各走査ラインに沿って戻ってくるエコーは、前記アレイ変換器の素子により入力され、アナログ - デジタル変換をすることによりデジタル化され、デジタルビーム形成器 16 に結合される。このデジタルビーム形成器は、各走査ラインに沿って集束されるコヒーレントデジタルエコーサンプルのシーケンスを形成するように前記アレイ変換器からのエコーを遅延させ、合計する。送信器 14 及びビーム形成器 16 は、システム制御器 18 の制御下で動作し、この制御器は、超音波システムのユーザにより操作されるユーザーインターフェース 20 における制御の設定に順に
10 応答する。このシステム制御器は、所望の角度で所望する数の走査ラインのグループ、送信エネルギー及び周波数を送信するように送信器を制御する。このシステム制御器もデジタルビーム形成器を用いられる開口及び画像の深度に対する入力されたエコー信号を適当に遅延させ、結合するように制御する。

【0009】

走査ラインエコー信号は、プログラム可能なデジタルフィルタ 22 によってフィルタリングされ、このフィルタは、対象となる周波数の帯域を規定する。高調波造影剤の撮像又は組織の高調波撮像を実行するとき、フィルタ 22 の通過帯域は、送信帯域の高調波を通過するように設定される。フィルタリングされた信号は、その後、検出器 24 によって検出
20 される。好ましい実施例において、フィルタ及び検出器は、入力される信号が多数の通過帯域に分割され、それぞれ検出され、周波数合成によって画像のスペックルを減少させるように再結合されるように、多数のフィルタ及び検出器を含んでいる。B モード撮像に対し、検出器 24 は、エコー信号の包絡線の振幅検出を実行する。ドップラー撮像に対し、エコーの集合が画像内の各ポイントにおいて検出され、組み立てられ、ドップラー変位又はドップラー電力強度を概算するためにドップラー処理される。

【0010】

本発明の原理に従って、デジタルエコー信号は、処理器 30 において空間的結合をすることにより処理される。これらデジタルエコー信号は、プリプロセッサ 32 によって最初に前処理される。このプリプロセッサ 32 は、所望するなら重み因子で信号サンプルを先に重み付けすることも可能である。これらサンプルは、特定の合成画像を作成するのに用い
30 られる要素フレームの数の関数である重み因子によって先に重み付けられることが可能である。このプリプロセッサは、合成されたサンプル数又は画像数が変化する遷移をスムーズにするように、ある重複する画像の端部にあるエッジラインを重み付けることも可能である。この前処理された信号サンプルは、その後、リサンプラー (resampler) 34 においてリサンプリングされる。このリサンプラー 34 は、1 つの要素フレームの概算又は表示空間のピクセルに対して空間的に再整列させることが可能である。これは、画像フレーム間に動きが存在する、画像内に動きが存在する、又は画像取得中に走査ヘッドの動きが存在するとき望ましい。しかしながら、以下に記載される実施例の多くは、この再整列が迂回され、基本画像がパノラマ画像を形成するように整列するとき、パノラマ画像処理器により実行される。
40

【0011】

再サンプリング後、画像フレームは結合器 36 により合成される。結合とは、合計、平均化、ピーク検出又は他の結合手段を有する。結合されているサンプルは、前記処理のこのステップにおいて結合される前に、重み付けされてもよい。最後に、後処理は、ポストプロセッサ (post-processor) 38 により実行される。ポストプロセッサは、結合された値を値の表示範囲に正規化する。後処理は、ルックアップテーブルによって最も簡単に実行することが可能であり、合成される値の範囲を合成画像の表示に適する値の範囲に圧縮及びマッピングを同時に行うことが可能である。

【0012】

この合成処理は、概算データ空間又は表示ピクセル空間において実行されてもよい。これ
50

ら合成画像は、概算形式又は表示ピクセル形式でメモリ（図示せず）に記憶される。概算形式で記憶される場合、画像は、表示用のメモリから再生されるとき、走査変換器40によって走査変換される。これら走査変換器及びメモリは、米国特許番号第5,485,842号及び第5,860,924号に記載される空間的に合成された画像の三次元表示をさせるのに用いられてもよい。走査変換に続き、空間的に合成された画像は、表示のため、ビデオ処理器44により処理され、画像表示器50に表示される。

【0013】

本発明の原理に従い、空間的に合成された画像データは、パノラマ画像を形成するのに用いられる。この画像データは、EFOV画像処理器70に結合される。このEFOV画像処理器は、概算データ（事前に走査変換された）画像又は表示データ（走査変換されたピクセルデータ）画像で動作し、パノラマモードの動作中に、それぞれ新しく取得された画像を入力し、以下により詳細に説明されるような、新しい画像と事前に取得されたパノラマ画像の基本画像との間の変位及び回転を計算する。EFOV画像処理器は、以下に記載されるような拡張画像メモリ72において、事前に取得された基本画像での位置合わせにおける新しい画像を記憶する。パノラマ画像が新しい画像データを追加することによって延在される度に、拡張画像メモリ72に記憶されるEFOV画像データがこのメモリから抽出され、新しいパノラマ画像を形成するために結合器74によって結合され、この結合器は、表示器50で見るためのビデオ処理器44に結合される。

【0014】

図3は、図2の空間結合処理器30の好ましい実施を説明する。この処理器30は、一般用途のマイクロプロセッサ又はCPU、すなわち様々なやり方で画像データを処理する1つ以上のデジタル信号処理器60によって好ましくは実施される。この処理器60は、入力される画像データを重み付けすることが可能であり、例えば要素フレームから要素フレームへ空間的に整列するように画像データをリサンプリングすることが可能である。処理器60は、個々の画像フレームをバッファリングする複数のフレームメモリ62に、処理された画像フレームを向けさせる。フレームメモリ62によって記憶されることが可能な画像フレームの数は、合成されるべき画像フレームの最大数、例えば16個のフレームに少なくとも等しいことが好ましい。好ましくは、この処理器は、画像表示の深度、最大合成領域の深度、臨床応用、合成画像率、動作モード、走査ヘッドの動き、及び所与の瞬間に合成された画像の数を決める取得比率を含むパラメタを制御するよう応じる。この処理器は、累算器メモリ64における合成画像として組み立てるためのフレームメモリ62に記憶される要素フレームを選択する。新しい要素フレームを加えるときに一番古い要素フレームを取り除く、又は異なる合成画像を同時に累算する累算器メモリの様々な実施例は、米国特許出願（出願シリアル番号09/335,159）に記載され、この米国特許出願の内容は参照することによってこれに含まれるものとする。累算器メモリ64において形成された合成画像は、正規化回路66によって重み付け又はマッピングされ、その後、所望の数の表示ビットに圧縮され、望むのであるなら、LUT（Look-Up Table）68によって再マッピングされる。完全に処理された合成画像は、その後、パノラマ画像の基本画像として形成及び表示のために走査変換器に送信される。

【0015】

EFOV画像処理器70は、例えば図4aに示される部分的に重複する基本画像A'、B'及びC'のシーケンスのような、空間合成処理器30から基本画像を入力する。この処理器70は、これらの重複（共通）する画像領域に基づき、ある基本画像から次の基本画像への変位を計算する。この変位を計算する位置合わせアルゴリズムは十分知られていて、ブロック整合、相関関係、正規化相関、差の絶対値の和、差の二乗和、勾配降下又は相互情報技術を含んでいる。代わりとして、ドップラー感知を含む、走査ヘッドの動き又は変位のセンサが、位置合わせパラメタを感知するのに用いられる。新しい基本画像をパノラマ画像における先行する基本画像に整列（位置合わせ）するために、変位の必要性が知られているとき、この新しい基本画像は、延在された画像を作成するために、他の画像と結合される。基本画像の重複領域は、平均化、中間フィルタリング、ピーク検出又は他の

10

20

30

40

50

線形、非線形若しくは適応する処理のような技術によって結合される。これを行う１つのやり方は、事前取得された基本画像から形成された単一のパノラマ画像が記憶される拡張画像メモリ７２としてバッファメモリを用いることである。この新しい基本画像は、その後、通常は重み付け又は平均化のある形式を介して、表示用の新しいパノラマ画像を作成するために、前記バッファ内のパノラマ画像に加えられる。新しい基本画像が一旦パノラマ画像に加えられると、それが融合され、パノラマ画像の全体を構成する一部となるので、もはや別々に認識することはできない。本発明の好ましい実施例において、履歴バッファが拡張画像メモリ７２に用いられ、このメモリにおいて、個々の基本画像のピクセルが別々に識別可能であり続ける。図５は、好ましい履歴バッファ１３０の構造を示す。頂面１３２に示される履歴バッファ１３０の x 、 y 座標は、表示されるパノラマ画像の最大視野に対応する。この履歴バッファの列の深度(column depth) z は、パノラマ画像の各ピクセルを形成するように記憶され、結合される異なる基本画像のピクセルの最大数である。この説明される実施例において、この履歴バッファは、頂面１３２により示されるような６ピクセル分の深度となるように示される。構成される実施例において、この履歴バッファは、８から１６ピクセル分の深度でもよい。

【００１６】

図４ａに戻り参照すると、３つの例示的な基本画像 A' 、 B' 及び C' が示され、これらは、パノラマ画像に対する初期の基本画像として取得される。画像 A' 、 B' 及び C' を連続して取得するために走査ヘッドを左から右へ移動させるので、画像 A' が取得される最初の画像となる。画像 A' は、従って最初に履歴バッファ１３０に挿入され、図５に示されるようなバッファの左側に整列する。走査ヘッドが右から左へ移動した場合には、最初の画像 A' は、パノラマ画像が本実施例に示されるような左から右への代わりに、右から左へ延在するように、このバッファの右側に整列する。画像 A' が履歴バッファに挿入されるとき、その x 、 y 座標の下にあるピクセル記憶領域(深度 z)を図６ａに示されるような画像 A' ピクセル値で完全に充填する。図６ａから６ｃは、図５における矢印７－７間の平面１４０における履歴バッファの断面図を示す。この履歴バッファの残りのピクセル記憶領域は、このとき無効な値に設定されつづける。

【００１７】

画像 B' が次に取得され、上述されるような画像 A' と整列する。画像 B' は、画像 A' に関する x 、 y 座標におけるその画像の整列位置における履歴バッファに記憶される。画像 B' が画像 A' と重畳する場所は、図６ｂに示されるように、上方のピクセルはピクセル B' によって占められ、残りは依然として画像 A' ピクセル値によって占められるように、画像 A' ピクセルが１つのピクセル深度ずつ押し下げ(push down)られる。画像 B' が画像 A' と重畳しない領域において、完全なピクセル深度は、画像 B' ピクセル値で充填される。

【００１８】

画像 C' が取得され、画像 B' と整列するとき、前記押し下げ処理は、図６ｃに示されるように繰り返されている。３つの全ての画像が重畳する矢印１４２により示される列において、一番上のピクセルは、画像 C' からなり、下にある次のピクセルはピクセル B' からなり、残りのピクセル深さは、画像 A' ピクセルで充填される。画像 B' 及び C' だけが重畳する画像領域において、前記列における一番上のピクセルは、画像 C' ピクセルであり、その下にあるのは、画像 B' ピクセルである。

【００１９】

追加の基本画像がパノラマ画像を拡大するために取得されると、この処理が続く。本実施例において６ピクセルである履歴バッファの有限深度は、如何なるピクセル位置においても、最新の６つの重畳画像に重畳することが可能な画像数に限定する。この位置における古い画像ピクセルは、 z 軸方向において $FIFO$ (first in, first out)バッファとして動作するバッファの底部から押し出される(“プッシュアウト”)。これは新しい基本画像をパノラマ画像に簡単に繰り返し加える上述の技術とは異なり、ここでは無制限数の重畳画像と一緒に融合される。この有限数の履歴バッファは、この履歴

バッファの重畳において非常に古い画像がFIFOのプッシュダウン処理により取り除かれるので、パノラマ画像を簡単に繰り返し融合する技術と比較して、画像のかすみが増少するという利点を提供する。各基本画像が記憶され、その画像の位置がパノラマ画像からの後続する減算に対しトラッキングされない限り、基本画像がパノラマ画像に融合され、もはや別々に認識できない場合、これは不可能となる。さらに、履歴バッファは、走査中に走査方向が反転することを容易に許す。他の利点は、基本画像をパノラマ画像に結合させるアルゴリズムは変更することができ、異なるアルゴリズムが同じ拡張画像セットに与えられることができる。

【0020】

新しい基本画像が履歴バッファに加えられる度に、結合アルゴリズムがこの履歴バッファにおけるピクセルの各列からパノラマ画像のピクセルを形成するために結合器74によってピクセルデータに適用される。x、y座標において取得される第1画像のピクセルでの全体の列の初期充填は、初期画像に有利なピクセルデータの重み付けとなる。このような重み付けを望まない場合、履歴バッファにおける列は、1つのピクセル深度を同時に又は他の所望する深さの重み付けによって充填されるだけである。この結合アルゴリズムは、各列におけるピクセルデータの和、平均化若しくは中間フィルタリング処理、又はユーザにより自動的若しくは適応的に指定若しくは選択される幾つかの他の線形若しくは非線形フィルタリング関数(FIR、IIR、静止、条件、適応性)を生じさせる。基本画像A'、B'及びC'に対するパノラマ画像は、図4bにおける輪郭120により示されるように明らかである。好ましい実施例において、現在、変換器の開口の下領域の全て又は幾らか(例えば前縁(leading edge))である最新の取得された画像の領域が、生のリアルタイム画像として表示され、これは組織の選択された経路に沿って走査ヘッドを移動させるときユーザの助けとなる。パノラマ画像の事前に取得された部分は、ハートゲート(ECG信号)の助けを借りて同期方式で取得及び表示される場合、動画で表示されることも可能であるが、一般的には静止画像として表示される。

【0021】

図7aから7dは、空間的に合成されたパノラマ画像を形成するために、異なる視線方向から要素フレームを結合するための異なる技術を説明する。図7aは、異なる操舵方向から取得される5つの要素フレームの取得シーケンスを説明する。第1要素フレームAは、全て視線方向1に操舵される走査ラインで取得される。第2要素フレームBは、全て視線方向2に操舵される走査ラインで取得される。第3要素フレームCは、全て視線方向3に操舵される走査ラインで取得される。第4要素フレームDは、全て視線方向4に操舵される走査ラインで取得される。第5要素フレームEは、全て視線方向5に操舵される走査ラインで取得される。その後、このシーケンスは、視線方向1'に操舵される更なる要素フレームA、視線方向2'に操舵される更なる要素フレームB、視線方向3'に操舵される更なる要素フレームC等で繰り返す。この取得シーケンスを空間的に合成する1つのやり方は、5つの要素フレームからなる全く新しいシーケンスが取得され、その後図7bに示されるようにこれらを結合するまで待つことである。要素フレームA-Eは、視線方向1-5を結合したものである1つの空間的に合成された画像を形成するために結合される。要素フレームA-Eの新しいシーケンスが取得された後、これらは、視線方向1'-5'の新しい結合である第2の空間的に合成された画像(図示せず)を形成するために結合される。この技術の利点は、パノラマ画像用の基本画像として用いられる空間的に合成された画像各々が完全に異なる画像データから形成されることである。この技術の欠点は、新しい基本画像がパノラマ画像に加えられるフレームレートが空間的に合成された画像の要素フレームの数とこれらを取得するのに必要な時間とに比例して制限されるということであり、これはパノラマ画像の蓄積に不連続な外観を与える。

【0022】

図7cは、より速いレートでパノラマ画像用の基本画像を供給する第2の合成技術を説明する。このシーケンスにおいて、空間的に合成された画像162は、視線方向1-5の最初に5つ取得された要素フレームを結合する。他の要素フレームが取得されるとき、

第2の空間的に合成された画像164は、視線方向 2 - 1' で作られる。空間的に合成された画像166は、視線方向 3 - 2' で作られ、空間的に合成された画像168は、視線方向 4 - 3' で作られる。パノラマ画像用の空間的に合成された基本画像は、これにより、先行する基本画像として画像データの5分の4を含む各基本画像を持つ要素フレーム取得レートで生成される。基本画像が早いレートでパノラマ画像に加えられるので、パノラマ画像の構築はよりスムーズになり、より連続的となるように見られるだろう。この合成技術は、最も古い要素フレームが取り去られ、新しい要素フレームが加えられる画像累算器メモリを含む上述の米国特許出願（出願シリアル番号09/335,159）に記載される方法及び装置、又は要素フレームの異なるセットからなる合成画像を同時に生成する多数の画像累算器メモリを用いることにより実行される。

10

【0023】

図7cの技術は、図8に作図される空間的に合成されたパノラマ画像処理に用いられている。完全な取得シーケンスを表す要素フレーム（本実施例において全ての A - E の1つの組）は、位置合わせの前に、最初に合成処理によって合成画像に結合される。これは、このシーケンス間の走査ヘッドの移動が無視できると仮定して、そうでなければ合成された画像がぼやけてしまう。本実施例において、要素フレーム間の位置合わせは、合成される画像処理器では行われない。この合成処理は、操舵されるフレームの全シーケンスに対し、理想的には例えば上述の累算器方法によって取得フレームレートで繰り返される。走査ヘッドが移動するにつれて形成される合成画像のシーケンスは、その後、合成データからなる単一のパノラマ画像を生成するように、E F O V 画像処理器70の位置合わせ

20

【0024】

図7dは、図7b及び7cの技術の間である合成技術を説明する。この技術は、この技術の不連続な蓄積の外観を減少させる図7bよりも早いレートであるが、計算の複雑さを減少させる図7cよりも低いレートでパノラマ撮像用の空間的に合成された基本画像を生成する。図7dにおいて、空間的に合成された画像172は、視線方向 1 - 5 で形成される。次の空間的に合成された画像174は、複数の新しい視線方向が取得された後に形成され、視線方向 4 - 3、で形成される。各空間的に合成された画像は、先行する空間的に合成された画像と同じ画像を幾つか含み、パノラマ画像は、パノラマ画像処理が多くの余分な画像データを処理しないように、複数（本実施例では3つ）の新しい視線方向を含む。新しい空間的に合成された画像が図7dの技術で生成される期間は、ユーザにより変更可能である。例えば、視線方向の数を9にする場合、ユーザは4又は5つの合成画像毎に生成される新しい空間的に合成された画像を持つことを決定する。視線方向の数が3つしかない場合、ユーザは、図7bの技術である3つのフレーム毎に空間的に合成された画像を生成することが好ましい。

30

【0025】

図9は、操舵される合成フレーム A - E は、これらフレームが結合される前に、位置合わせアルゴリズム“レジスタ (Register)”に直接入力され、これにより平坦な面に沿って走査されるときでさえも十分な空間合成を持つパノラマ画像を生成する空間的に合成されたパノラマ撮像処理を説明する。この処理において、単一の位置合わせステップは、パノラマ画像及び空間的結合を同時に生成するために、異なる視線方向の要素フレームをパノラマ画像に直接位置合わせする。パノラマ画像自体は、取得した最初のフレーム A まで戻ることが可能な位置合わせされた要素フレームの先行する組と各々の新しい要素フレームとを連続して位置合わせすることにより生成されることを忠告しておく。反対に、パノラマ画像のリアルタイム要素は、最新のフレームとN個の先行するフレーム（ここでNは特有の操舵角の数である）とを位置合わせすることにより連続して更新される。

40

50

【 0 0 2 6 】

この方法の1つの内在する欠点は、フレーム間の位置合わせを決める大多数のアルゴリズムが、フレーム間における視野角に大きな違いがあるとき、信頼性が低くなることである。これは主に、例えば異方性のような超音波画像のアーチファクトの影響によるものであり、これは幾つかのターゲットからエコー及びシャドウに異なる角度から得られる画像における異なる位置又は異なる強度で現れる。図9に示されるシーケンスに対し、フレーム間の視野角における差は、角度の1つの完全なセット(フレームE)の終端部と次の組(フレームA')の開始部との間の遷移以外は小さい。代わりの取得シーケンスは図10に示され、これは、高い最小角度差を犠牲にして全てのフレーム間のより一様(であり小さな最大の)角度差を維持する。他の角度シーケンスは、位置合わせの確かさ及びビーム操舵のプログラミングにおいて別々の利点及び欠点を持つであろう。

【 0 0 2 7 】

図11は、上記図9及び図10に示される処理間の妥協案である空間的に合成されたパノラマ画像を説明する。この処理は、最初の空間的に合成された画像(例えばA, C, E)を生成するために、操舵される要素フレームのサブセット(本実施例では要素フレーム5つのサブセット3つ)を合成し、第2の空間的に合成された画像を生成するために、操舵されたフレームの残りのセット(例えばB, C, D)を合成することで後続する。説明される操舵シーケンスにおいて、操舵されないフレームCは、パノラマ画像のリアルタイム(すなわち最新の画像データの)要素が操舵されないデータを常に含むことを保証するために全サブシーケンスに対し取得される。この処理は、空間的に合成された画像(A, C, E及びB, C, D)が位置合わせアルゴリズムレジスタ(Register)に順次入力される場合、連続的に繰り返される。このアプローチは、画像のアーチファクトを幾らか減少させ、それ故に前記位置合わせの確かさにおける改良を許容する一方、図8の処理と同じ位走査ヘッドを素早く動かすときの動きがばやけない。

【 0 0 2 8 】

本発明の実施例において、空間合成用の要素フレームとパノラマ画像の電子画像とをできるだけ正確に位置合わせすることが望ましい。この能力は、上述されるように、ターゲットが、異なる角度から調べられるときに異なるエコーを戻し、これが位置合わせアルゴリズムに大きな要求を加えるので、異なる操舵方向を示す要素フレームが位置合わせされるとき、より困難である。図12は、共通の操舵方向の要素フレームのみを位置合わせすることによってこの問題を扱う技術を説明する。図12は、変換器が身体に沿って移動するにつれて取得される要素フレームA, B, C等のシーケンスを説明する。各要素フレームは、変換器及びその画像を新しい位置に移動した後に取得される。フレームAとDとの間の移動がフレームAからフレームB、フレームC及びフレームDへの移動を結合したものであることがわかる。これは、数学的には、

$$A \quad D = A \quad B + B \quad C + C \quad D$$

として示される。共通の視線方向の他のフレーム間の移動は同様に、

$$B \quad E = B \quad C + C \quad D + D \quad E$$

$$C \quad F = C \quad D + D \quad E + E \quad F$$

$$D \quad G = D \quad E + E \quad F + F \quad G$$

等と示される。各等式の左側にあるフレーム間の移動は、フレームの各対が同じ視線方向で取得されるので、位置合わせアルゴリズムに与えられる要求を楽にするパノラマ画像処理器の位置合わせアルゴリズムによって計算される。連続して取得される画像の移動は、このとき、同じ等式から計算される。例えば、移動C → F及びD → Gは、位置合わせアルゴリズムにより計算される。連続して取得されるフレームF → G間の移動は、

$$D \quad G - C \quad F = D \quad E + E \quad F + F \quad G - C \quad D - D \quad E - E \quad F$$

$$D \quad G - C \quad F = F \quad G - C \quad D$$

$$F \quad G = C \quad D + D \quad G - C \quad F$$

から計算される。D → G及びC → Fが位置合わせアルゴリズムにより決められ、C → Dは先行する等式から決められる場合、フレームFからフレームGへの移動は、最後の等式か

ら決められる。従って、位置合わせアルゴリズムは、同じ等式から決められる異なる操舵方向の連続して取得される画像間のフレーム間の変位で共通に操舵されたフレーム間の移動を決めることを要請するだけである。

【0029】

上記処理を開始するために、連続して取得されるフレームの2つの対の間の移動は、A B 及び B C となることを知らなければならない。これらのインターフレームの移動が一度分かると、その他は共通の視線方向のフレームを位置合わせし、同一の等式を用いることにより全て決めることができる。従って、この処理の外部において、位置合わせアルゴリズムは、本実施例ではAからB及びBからCである異なる視線方向のフレーム間の移動を決めることを要請する。位置合わせアルゴリズムの作業を楽にするこの変化は、変換器は静止している間、この変換器が異なる視線方向のフレームの完全なシーケンスを少なくとも1つ取得することを許容するために、この変換器が移動し始める前に、ユーザがちょっとの間休止させる。これらフレーム間のフレーム間移動がこれにより零となり、結果的に、最初の等式は、零のあるフレーム間の値を有する。一度変換器が動き始めると、零ではない値が、同じ操舵方向のフレーム間の移動を計算することにより決められ、この処理が上述のように処理される。

10

【0030】

第3の代替実施例として、これら移動は、図12に示されるような3つの先行するフレームA'、B'及びC'で始めることによって近似され、これらフレームは、同じ視線方向で取得される。A'からB'及びB'からC'への移動は、これら共通に操舵されるフレームを用いる位置合わせアルゴリズムにより決められ、その後、AからB及びBからCへの移動として使用される。移動の移動の略一定なレートと高いフレーム取得レートとを与えられる場合、シーケンスにおける第1フレームの移動に対する先行するフレーム間の移動を用いることが略正確となる。共通に操舵されるフレームの使用は、取得処理中に累積される移動エラーを概算し、望むような位置合わせ処理に調整を行わせるように繰り返される。

20

【0031】

当業者は、上述の解説がプラス及びマイナスの符号を持つフレーム間移動の計算を簡単に説明しているが、フレーム間の移動が移動及び回転を含んで構成される実施例において、実際の計算は、より複雑な行列演算を含んでいることを認識するだろう。

30

【0032】

図12の技術は、数個だけの視線方向を計算に用いるとき、すなわち、要素フレームのシーケンスが比較的短いとき、最も正確となる。図12の実施例において、要素フレームのシーケンスは、期間中に3つのフレームである。これは、この技術が共通に操舵されるフレームを整列する能力に頼るからであり、これらフレーム間にかなりの変換器の移動があり、それ故に位置合わせアルゴリズムを要求作業に置く2つのフレームを位置合わせするための僅かに共通する画像内容がある。故に、別々に操舵される要素フレームの数が小さいとき、この技術を適応して達成し、別々に操舵されるフレームの数が高い、例えば8又は9フレームであるとき、連続するフレームの位置合わせを単に試みるような異なる技術に変化させることが望ましい。

40

【0033】

上述された実施例において位置合わせされたフレームは、全体の画像フレーム又は部分的な画像フレーム、すなわち減少する解像度又はライン密度からなる画像フレームでもよく、米国特許出願（出願シリアル番号09/335,060）に記載されたような位置合わせ目的用の表示される画像フレーム間に移動される基準走査ラインでもよい。

【0034】

特定の場合において用いられる方法の最終的な選択は、探針（probe）（及び/又はターゲット）の移動する速さに依存し、これは臨床的アプリケーションに依存し、角度に依存するアーチファクトに対し選択されるパノラマ画像の位置合わせアルゴリズムの固有の確かさである。一般的に、空間合成用の要素フレームを位置合わせするのに必要な正確

50

さは、基本画像からパノラマ画像を形成するのに必要とされる位置合わせよりもより要求が厳しい。従って、前記探針がゆっくりと移動するとき、パノラマ画像を位置合わせする前に、空間的に計算されることが普通は好ましい。ぼやけた空間的に合成された画像を生成するようにこの探針が急いで移動するとき、パノラマ画像位置合わせ処理へ要素フレームを直接送り、このパノラマ位置合わせアルゴリズムができる限りぼやけを減少させることが好ましい。好ましい実施例において、この選択が、米国特許出願（出願シリアル番号 09 / 335 , 158）に記載されるような走査ヘッドの動く範囲を検出し、それに応じて空間合成及び／又はパノラマ位置合わせ処置を自動的に調節することによって適切に行われる。このパノラマ画像位置合わせ及び結合アルゴリズムは、米国特許出願（出願シリアル番号 09 / 335 , 058）に記載されるような空間合成の変数でよいような、走査ヘッドの動く範囲に応じて適切に変化してもよい。

10

【0035】

パノラマ画像は基礎及び高調波モード、電力移動モード、ドップラー、グレイスケール並びに 2D 及び 3D 撮像モードを含む全ての超音波画像モードを用いて形成することが可能である。空間合成も同様に、これらモードの全てにおいて動作可能である。従って、空間的に合成された本発明の高調波画像は、超音波画像モードの全てにおいて形成することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の原理に従う空間的に合成されたパノラマ画像の走査を説明する。

【図 2】本発明の原理に従い構成される超音波診断撮像システムを形成するブロック図を説明する。

20

【図 3】図 2 の空間合成処理の好ましい実施例を形成するブロック図を説明する。

【図 4 a】パノラマ画像を形成する 3 つの重畳する基本素子を説明する。

【図 4 b】パノラマ画像を形成する 3 つの重畳する基本素子を説明する。

【図 5】パノラマ画像履歴バッファの構成を示す。

【図 6 a】連続する基本画像が図 5 の履歴バッファに挿入される方法を説明する。

【図 6 b】連続する基本画像が図 5 の履歴バッファに挿入される方法を説明する。

【図 6 c】連続する基本画像が図 5 の履歴バッファに挿入される方法を説明する。

【図 7 a】本発明の原理に従う空間的に合成されたパノラマ画像を形成するために、異なる視線方向から要素フレームを取得し、結合する異なる技術を説明する。

30

【図 7 b】本発明の原理に従う空間的に合成されたパノラマ画像を形成するために、異なる視線方向から要素フレームを取得し、結合する異なる技術を説明する。

【図 7 c】本発明の原理に従う空間的に合成されたパノラマ画像を形成するために、異なる視線方向から要素フレームを取得し、結合する異なる技術を説明する。

【図 7 d】本発明の原理に従う空間的に合成されたパノラマ画像を形成するために、異なる視線方向から要素フレームを取得し、結合する異なる技術を説明する。

【図 8】図 7 c に示されるように取得される要素フレームを合成し、位置合わせする処理を示す。

【図 9】要素フレームを空間的に合成されたパノラマ画像に直接位置合わせ、結合する処理を示す。

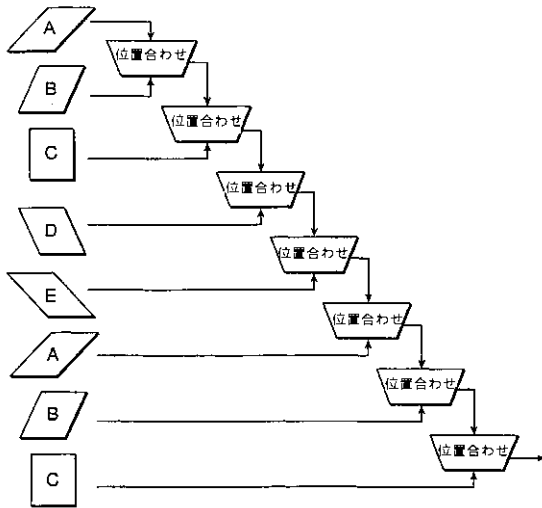
40

【図 10】連続する要素フレーム間の最大の操舵角の差を減少させる異なる視線方向の要素フレームを取得する処理を示す。

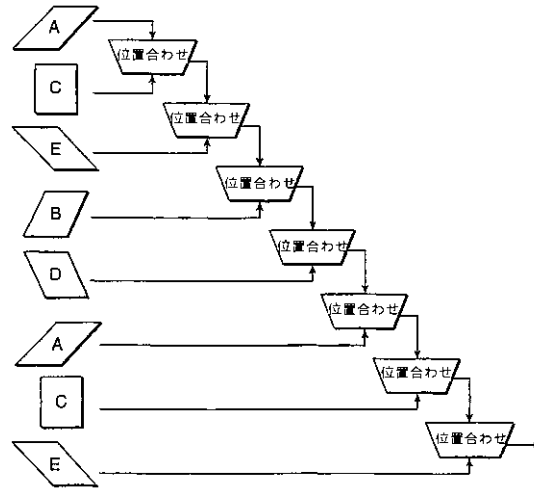
【図 11】部分的に合成された画像が用いられる空間的に合成されたパノラマ撮像処理を示す。

【図 12】位置合わせアルゴリズムが同じ操舵方向のフレームにおいてのみ動作するフレームのシーケンスを示す。

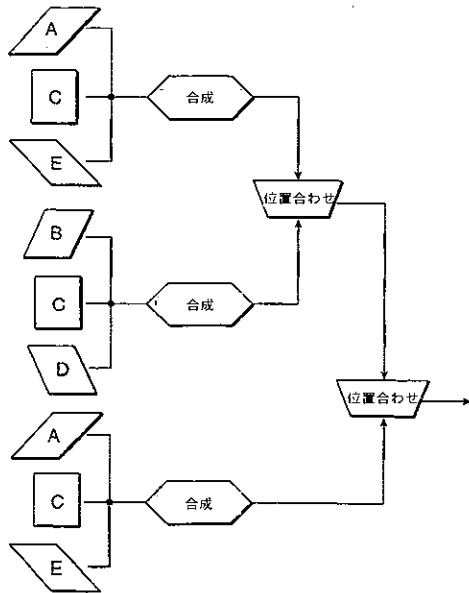
【図 9】



【図 10】



【図 11】



【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
28 February 2002 (28.02.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/16963 A2

- (51) International Patent Classification: **G01S 15/00** 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL); ENTREKIN, Robert, R., Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
- (21) International Application Number: PCT/EP01/09638
- (22) International Filing Date: 13 August 2001 (13.08.2001) (74) Agent: **LOTTIN, Claudine**, International Octrooibureau B.V., Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
- (25) Filing Language: English (81) Designated State (national): JP.
- (26) Publication Language: English (84) Designated States (regional): European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).
- (30) Priority Data: 09/644,193 22 August 2000 (22.08.2000) US
Published:
without international search report and to be republished upon receipt of that report
- (71) Applicant: **KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.** (NL/NL), Groenewoudseweg 1, NL-5621 BA Eindhoven (NL).
- (72) Inventors: **JAGG, James, R.**, Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL); **OLSSON, Lark, J.**, Prof. Holstlaan

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette



WO 02/16963 A2

(54) Title: ULTRASONIC DIAGNOSTIC SYSTEMS WITH SPATIAL COMPOUNDED PANORAMIC IMAGING

(57) Abstract: A method and apparatus are described which produce spatially compounded panoramic ultrasonic images by electronically steering beams in a plurality of different look directions as a transducer is moved in relation to a panoramic image field. The received echo information is compounded, then aligned and combined with previously acquired echo information to form a spatially compounded panoramic image. Alternatively, the received echo information may be aligned with previously acquired echo information, then combined to produce spatial compounding and a panoramic image in one process.

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

Ultrasonic diagnostic systems with spatial compounded panoramic imaging

This invention relates to ultrasonic diagnostic imaging systems and, in particular, to ultrasonic diagnostic imaging systems which produce spatially compounded panoramic images.

A method of processing and displaying ultrasonic images which is presently commercially available is known as extended field of view or panoramic imaging. In a basic realtime imaging mode, an ultrasonic transducer produces realtime images of the area of the body immediately in front of the transducer aperture. When the transducer is moved to another location on the body, the images will be of the area in front of the transducer aperture at the new location. That is, as the transducer is moved along the body, the ultrasound system will continuously produce an image of the area currently in front of the transducer aperture at any given moment. Panoramic imaging produces a composite image covering all of the areas which were in front of the transducer aperture including its starting and ending locations and every location in between. Panoramic imaging was initially performed over twenty years ago by B-arm ultrasound scanners, which would send and receive scanlines as the transducer was moved. The spatial location of each scanline was tracked by position sensors in the B-arm and the scanlines then assembled to form a continuous image under the path of travel of the transducer. In today's commercial systems the transducer used is an array transducer which continuously scans and acquires image frames. The need for the B-arm is obviated by correlating successive image frames on the basis of their common (overlapping) image content. When the array transducer is moved in a path such that successive image frames are overlapping and are co-planar there is generally sufficient correlation to align the image frames to each other. The aligned image frames are assembled together to form a continuous

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

2

recognizes that the image alignment process could be used in other image improvement procedures such as compounding. In U.S. Pat. 5,566,674 this extension is made by acquiring images of the same anatomy in the body from different transducer positions as demonstrated in fig. 1 of that patent. The images are aligned, then compounded to form a new image with reduced shadowing and speckle.

It is desirable to have an imaging technique which combines all of the favorable attributes of the above systems, that is, a panoramic image in which shadowing and speckle are reduced by compounding. The technique suggested by the '004 and '674 patents, acquiring images from different transducer positions, has numerous drawbacks, however.

Many paths along which a transducer is moved for panoramic imaging are substantially linear, such as the leg when imaging the saphenous veins. While points in the image may be interrogated by different scanlines of the image frame from frame to frame, the apertures of the two scanlines are usually highly correlated and produce little if any compounding effect because the scanlines in the overlapping image areas are substantially parallel. In other areas of the body such as the abdomen, the torso is generally too large with too much attenuation to be able to view the same anatomy from both sides of the body. Thus the diversity in views of the anatomy needed for compounding often cannot be obtained by simply moving the transducer. Even if they can, the transducer displacement required to acquire them, the distortion caused by tissue deformation from the transducer, and the possibility that the two views will not be co-planar and hence not correlated all increase the likelihood that the panoramic imaging registration algorithm will fail. It is desirable to be able to produce spatially compounded panoramic images without these drawbacks.

In accordance with the principles of the present invention, spatially compounded panoramic ultrasound images are produced by acquiring images as an array transducer is translated in relation to an area to be scanned. As the transducer is moved scanlines are electronically steered in a plurality of look directions relative to the transducer. The electronically steered scanlines are combined to form spatially compounded images which are aligned and combined to form a spatially compounded panoramic image. In one embodiment spatially compounded images are initially formed, then aligned and combined to form the panoramic image. In another embodiment component image frames of different look directions are aligned and then combined to form the spatially compounded panoramic image in one combining step, which reduces blurring from the transducer motion. In the first approach, the spatially compounded images may be produced at the rate of once for each full

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

3

sequence of look directions, once for each new look direction, or after a partial new sequence of look directions have been scanned.

In the drawings:

Figure 1 illustrates the scanning of a spatially compounded panoramic image
5 in accordance with the principles of the present invention;

Figure 2 illustrates in block diagram form an ultrasonic diagnostic imaging system constructed in accordance with the principles of the present invention;

Figure 3 illustrates in block diagram form a preferred implementation of the spatial compounding processor of Figure 2;

10 Figures 4a and 4b illustrate three overlapping elemental images which form a panoramic image; and

Figure 5 depicts the organization of a panoramic image history buffer;

Figures 6a-6c illustrate how successive elemental images are entered into the history buffer of Figure 5;

15 Figures 7a-7d illustrate different techniques for acquiring and combining component frames from different look directions to form spatially compounded panoramic images in accordance with the principles of the present invention;

Figure 8 illustrates a process for compounding and registering component frames acquired as shown in Figure 7c;

20 Figure 9 illustrates a process for registering and combining component frames directly into a spatially compounded panoramic image;

Figure 10 illustrates a process for acquiring component frames of differing look directions which reduces the maximum steering angle difference between successive component frames;

25 Figure 11 illustrates a spatially compounded panoramic imaging process in which partially compounded images are used; and

Figure 12 illustrates a sequence of frames in which the registration algorithm only operates on frames of the same steering direction.

30 Figure 1 illustrates panoramic scanning in accordance with the present invention. A scanhead 10 is moved along the surface 94 of the body to produce a panoramic image of the tissue and vessels 92,94,96 beneath the path of travel of the scanhead. Generally an ultrasonic couplant (not shown) is applied between the scanhead and the skin surface to facilitate sliding the scanhead and the passage of ultrasound between the scanhead and the body. The scanhead includes an array transducer 12 and the scanhead is moved generally in

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

4

line with the image plane of the transducer as indicated at 14 so that successive images will have some common image content. As the scanhead is translated the array transducer is operated to transmit and receive ultrasonic beams which are electronically steered in a plurality of look directions. Figure 1 illustrates three beam steering directions by the scanlines indicated at A, B, and C. The scanlines at A are steered to the left, the scanlines at B are steered to the right, and the scanlines at C are steered straight ahead from the array transducer. While this example only shows three steering directions for clarity of illustration, in a constructed embodiment up to nine different steering directions are used. Figure 1 illustrates the use of a steered linear array transducer, but a steered phased array transducer or steered curved array transducer as shown in U.S. patent [application serial number 09/577,021] may also be used. The beam steering angles differ sufficiently so that points in the body which are interrogated by multiple beams are viewed at look directions differing sufficiently to give the improved image quality of spatial compounding when echoes from the point are combined. Transmission and reception of the differently steered beams may be interleaved in any order, but in a preferred embodiment component image frames of scanlines of the same steering direction are acquired in succession, as discussed below. As the scanhead is moved in the direction 14 shown in the drawing, the tissue and vessels beneath the scanhead are interrogated by overlapping scanlines of multiple look directions as shown at the right portion 90 of the drawing. Echoes from common points are combined to produce spatial compounding, and the scanlines beneath the path of travel of the scanhead are assembled in one image to produce a spatially compounded panoramic image.

An advantage of this scanning technique is that the tissue of interest is rapidly electronically scanned from multiple predetermined look directions so that the spatial compounding effect is reliably obtained. It will be appreciated that moving a linear array transducer without beam steering along a flat surface of the body, such as down the leg, will produce no spatial compounding effect as the points in the image will always be viewed from the same look direction. If the surface of the body along which the transducer is move is curved or irregular, some spatial compounding may occur, but the effect can be extremely variable as it will be a function of the irregularity of the path of travel and the distance over which the transducer is moved, and many areas of the image may exhibit no spatial compounding effect at all. Even the use of a curved array without beam steering can only produce a spatial compounding effect, if any, which is strongly a function of the distance moved by the transducer. Electronic beam steering can eliminate much of this variability, reliably producing a more uniform spatial compounding effect along the entire panoramic

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

5

image. A further advantage is that the compounding of echoes from rapidly electronically steered look directions need not rely upon the accurate registration of component frames during panoramic image formation, which is often the limiting factor in using averaging for panoramic image combining because of the blurring caused by elemental image mis-

5 registration.

Referring to Figure 2, an ultrasonic diagnostic imaging system constructed in accordance with the principles of the present invention is shown. A scanhead 10 including an array transducer 12 transmits beams at different angles over an image field denoted by the dashed rectangle and parallelograms. Three groups of scanlines are indicated in the drawing, labeled A, B, and C with each group being steered at a different angle relative to the scanhead. The transmission of the beams is controlled by a transmitter 14 which controls the phasing and time of actuation of each of the elements of the array transducer so as to transmit each beam from a predetermined origin along the array and at a predetermined angle. The echoes returned from along each scanline are received by the elements of the array, digitized

15 by analog to digital conversion, and coupled to a digital beamformer 16. The digital beamformer delays and sums the echoes from the array elements to form a sequence of focused, coherent digital echo samples along each scanline. The transmitter 14 and beamformer 16 are operated under control of a system controller 18, which in turn is responsive to the settings of controls on a user interface 20 operated by the user of the ultrasound system. The system controller controls the transmitter to transmit the desired number of scanline groups at the desired angles, transmit energies and frequencies. The system controller also controls the digital beamformer to properly delay and combine the received echo signals for the apertures and image depths used.

The scanline echo signals are filtered by a programmable digital filter 22, which defines the band of frequencies of interest. When imaging harmonic contrast agents or performing tissue harmonic imaging the passband of the filter 22 is set to pass harmonics of the transmit band. The filtered signals are then detected by a detector 24. In a preferred embodiment the filter and detector include multiple filters and detectors so that the received signals may be separated into multiple passbands, individually detected and recombined to

30 reduce image speckle by frequency compounding. For B mode imaging the detector 24 will perform amplitude detection of the echo signal envelope. For Doppler imaging ensembles of echoes are detected and assembled for each point in the image and are Doppler processed to estimate the Doppler shift or Doppler power intensity.

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

6

In accordance with the principles of the present invention the digital echo signals are processed by spatial compounding in a processor 30. The digital echo signals are initially pre-processed by a preprocessor 32. The pre-processor 32 can preweight the signal samples if desired with a weighting factor. The samples can be preweighted with a weighting factor that is a function of the number of component frames used to form a particular compound image. The pre-processor can also weight edge lines that are at the edge of one overlapping image so as to smooth the transitions where the number of samples or images which are compounded changes. The pre-processed signal samples may then undergo a resampling in a resampler 34. The resampler 34 can spatially realign the estimates of one component frame or to the pixels of the display space. This may be desirable when there is motion between image frames, there is motion within an image, or there is scanhead motion during image acquisition. However, in many of the embodiments described below, this realignment is bypassed and is performed by the panoramic image processor when elemental images are aligned to form the panoramic image.

After resampling the image frames are compounded by a combiner 36. Combining may comprise summation, averaging, peak detection, or other combinational means. The samples being combined may also be weighted prior to combining in this step of the process. Finally, post-processing is performed by a post-processor 38. The post-processor normalizes the combined values to a display range of values. Post-processing can be most easily implemented by look-up tables and can simultaneously perform compression and mapping of the range of compounded values to a range of values suitable for display of the compounded image.

The compounding process may be performed in estimate data space or in display pixel space. The compound images may be stored in memory (not shown) in either estimate or display pixel form. If stored in estimate form the images may be scan converted by scan converter 40 when replayed from the memory for display. The scan converter and memory may also be used to render three dimensional presentations of the spatially compounded images as described in U.S. Patents 5,485,842 and 5,860,924. Following scan conversion the spatially compounded images are processed for display by a video processor 44 and displayed on an image display 50.

In accordance with the principles of the present invention the spatially compounded image data is used to form a panoramic image. The image data is coupled to an EFOV image processor 70. The EFOV image processor, which may operate with either estimate data (pre-scan converted) images or display data (scan converted pixel data) images,

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

7

receives each newly acquired image during the panoramic mode of operation and computes the displacement and rotation between the new image and a previously acquired elemental image of the panoramic image, as more fully described below. The EFOV image processor stores the new image in registration with the previously acquired elemental images in an extended image memory 72 as described below. Each time the panoramic image is extended by the addition of new image data, the EFOV image data stored in the extended image memory 72 is extracted from the memory and combined by a combiner 74 to form a new panoramic image, which is coupled to the video processor 44 for viewing on the display 50.

Figure 3 illustrates a preferred implementation of the spatial compounding processor 30 of Figure 2. The processor 30 is preferably implemented by a general purpose microprocessor or CPU, or one or more digital signal processors 60 which process the image data in various ways. The processor 60 can weight the received image data and can resample the image data to spatially align pixels from component frame to component frame, for instance. The processor 60 directs the processed image frames to a plurality of frame memories 62 which buffer the individual image frames. The number of image frames capable of being stored by the frame memories 62 is preferably at least equal to the maximum number of image frames to be compounded such as sixteen frames. Preferably the processor is responsive to control parameters including image display depth, depth of region of greatest compounding, clinical application, compound display rate, mode of operation, scanhead motion and acquisition rate for determining the number of images to compound at a given instant in time. The processor selects component frames stored in the frame memories 62 for assembly as a compound image in accumulator memory 64. Various embodiments of the accumulator memory which subtract the oldest component frame when adding a new component frame, or which accumulate different compound images simultaneously, are described in U.S. patent [application serial number 09/335,159], the contents of which are incorporated herein by reference. The compounded image formed in the accumulator memory 64 is weighted or mapped by a normalization circuit 66, then compressed to the desired number of display bits and, if desired, remapped by a lookup table (LUT) 68. The fully processed compounded image is then transmitted to the scan converter for formatting and display as an elemental image of a panoramic image.

The EFOV image processor 70 receives elemental images from the spatial compounding processor 30 such as the sequence of partially overlapping elemental images A', B', and C' shown in Figure 4a. The processor 70 computes the displacement from one elemental image to the next on the basis of their overlapping (common) image areas. The

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

8

registration algorithms for computing this displacement are well known, including block matching, correlation, normalized correlation, sum of absolute or squared differences, gradient descent or mutual information techniques. Alternatively sensors of the motion or displacement of the scanhead can be used to sense the registration parameters, including

5 Doppler sensing. When the displacement necessary to align (register) a new elemental image to a previous elemental image in a panoramic image is known, the new elemental image can be combined with the others to produce an extended image. The overlapping regions of the elemental images are combined by techniques such as averaging, median filtering, peak detection, or other linear, non-linear or adaptive processes. One way to do this is to employ a

10 buffer memory as the extended image memory 72 in which a single panoramic image formed from previously acquired elemental images is stored. The new elemental image is then added to the panoramic image in the buffer, generally through some form of weighting or averaging, to produce a new panoramic image for display. Once the new elemental image has been added to the panoramic image it can no longer be separately identified, as it is blended

15 into and becomes an integral part of the panoramic image. In a preferred embodiment of the present invention, a history buffer is used for the extended image memory 72, in which the pixels of the individual elemental images continue to be separately distinguishable. Figure 5 depicts the organization of a preferred history buffer 130. The x,y coordinates of the history buffer 130 shown on the top surface 132 correspond to the maximum sight area of a

20 displayed panoramic image. The column depth z of the history buffer is the maximum number of pixels of different elemental images which can be stored and combined to form each pixel of the panoramic image. In the illustrated embodiment the history buffer is shown to be six pixels deep as shown by delineations 132. In a constructed embodiment the history buffer may be eight to sixteen pixels deep.

25 Referring back to Figure 4a, three exemplary elemental images A', B', and C' are shown which are acquired as the initial elemental images for a panoramic image. Image A' is the first to be acquired as the scanhead moves from left to right to acquire images A', B', and C' in succession. Image A' is therefore entered first into the history buffer 130 and is aligned to the left edge of the buffer as shown in Figure 5. If the scanhead were moving from

30 right to left, the first image A' would be aligned at the right side of the buffer so that the panoramic image could be extended from right to left instead of from left to right as depicted in this example. When the image A' is entered into the history buffer, it completely fills the pixel storage areas (depth z) beneath its x,y coordinates with image A' pixel values as shown in Figure 6a. Figures 6a-6c depict the history buffer cross-section in a plane 140 between

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

9

arrows 7-7 in Figure 5. The remaining pixel storage areas of the history buffer continue to be set to invalid values at this time.

Image B' is next acquired and aligned with image A' as described above.

Image B' is stored in the history buffer in its aligned position in x,y coordinates with respect to image A'. Where image B' overlays image A', the image A' pixels are "pushed down" by one pixel depth so that the upper pixel is occupied by pixel B' and the remaining are still occupied by image A' pixel values, as shown in Figure 6b. In areas where image B' does not overlay image A', the full pixel depth is filled with image B' pixel values.

When image C' is acquired and aligned with image B' the push down process is repeated as shown in Figure 6c. In the columns indicated by arrow 142 where all three images overlap, the top pixel is from image C', the next pixel down is from pixel B', and the remaining pixel depth is filled with image A' pixels. In image areas where only images B' and C' overlap, the top pixel in the column is an image C' pixel, and those below are image B' pixels.

This process continues as additional elemental images are acquired to extend the panoramic image. The finite depth of the history buffer, six pixels in this example, limits the number of images which can overlap at any pixel location to the most recent six overlapping images. Older image pixels at the location are "pushed out" of the bottom of the buffer which, in the z direction, operates as a FIFO (first in, first out) buffer. This is unlike the above-described technique of simply recursively adding a new elemental image to a panoramic image, where an unlimited number of overlapping images are blended together. The finite limit of the history buffer provides a benefit of reduced image blurring as compared to the technique of simply recursively blending a panoramic image, since very old images in the history buffer overlay are removed by the FIFO push-down process. This is not possible where elemental images are blended into the panoramic image and are no longer separately distinguishable, unless each elemental image is stored and its position tracked for subsequent subtraction from the panoramic image. In addition the history buffer readily permits the scanning direction to be reversed during a scan. Another benefit is that the algorithm for combining elemental images into a panoramic image can be changed and different algorithms applied to the same extended image set.

Each time a new elemental image is added to the history buffer the combining algorithm is applied to the pixel data by combiner 74 to form a pixel of a panoramic image from each column of pixels in the history buffer. It is seen that the initial filling of an entire column with pixels of the first image acquired at an x,y coordinate effects a weighting of the

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

10

pixel data in favor of the initial image. If such weighting is not desired, the columns in the history buffer could only be filled one pixel depth at a time, or by another desired depth weighting. The combining algorithm may effect a summing of the pixel data at each column, an averaging or median filtering process, or some other linear or nonlinear filtering function (FIR, IIR, static, conditional, or adaptive) automatically or adaptively selected or chosen by the user. The panoramic image for elemental images A', B', and C' would appear as shown by outline 120 in Figure 4b. In a preferred embodiment the area of the most recently acquired image, all or some (e.g., the leading edge) of the area currently beneath the transducer aperture, is displayed as a live, realtime image, which assists the user when moving the scanhead along a selected path of anatomy. The previously acquired portion of the panoramic image is generally displayed as a static image, although it can also be displayed in motion when acquired and displayed in a synchronized manner as with the assistance of a heart gate (ECG signal).

Figures 7a-7d illustrate different techniques for combining component frames from different look directions to form spatially compounded panoramic images. Figure 7a illustrates an acquisition sequence of five component frames acquired from different steering directions. The first component frame A is acquired with the scanlines all steered in a look direction $\angle 1$, the second component frame B is acquired with the scanlines all steered in a look direction $\angle 2$, the third component frame C is acquired with the scanlines all steered in a look direction $\angle 3$, the fourth component frame D is acquired with the scanlines all steered in a look direction $\angle 4$, and the fifth component frame E is acquired with the scanlines all steered in a look direction $\angle 5$. The sequence then repeats with another component frame A steered in a look direction $\angle 1'$, another component frame B steered in a look direction $\angle 2'$, another component frame C steered in a look direction $\angle 3'$, and so on. One way to spatially compound this acquisition sequence is to wait until a complete new sequence of five component frames is acquired and then combine them, as shown in Figure 7b. Component frames A-E are combined to form one spatially compounded image 150 which is a combination of look directions $\angle 1$ - $\angle 5$. After a new sequence of component frames A-E is acquired they are combined to form a second spatially compounded image (not shown) which is a new combination of look directions $\angle 1'$ - $\angle 5'$. An advantage of this technique is that each spatially compounded image which is used as an elemental image for a panoramic image is formed from entirely different image data. A disadvantage of this technique is that the frame rate at which a new elemental image is added to the panoramic image is limited in proportion

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

11

to the number of component frames of a spatially compounded image and the time required to acquire them, which can give a discontinuous appearance to the buildup of the panoramic image.

Figure 7c illustrates a second compounding technique which provides
 5 elemental images for the panoramic image at a more rapid rate. In this sequence spatially compounded image 162 combines the first five acquired component frame of look directions $\angle 1-\angle 5$. When another component frame is acquired a second spatially compounded image 164 is formed of look directions $\angle 2-\angle 1'$. Spatially compounded image 166 is formed of look directions $\angle 3-\angle 2'$, and spatially compounded image 168 is formed of look directions $\angle 4-$
 10 $\angle 3'$. Spatially compounded elemental images for panoramic imaging are thus produced at the component frame acquisition rate, with each elemental image including four-fifths of the image data as the preceding elemental image. The buildup of the panoramic image will appear much smoother and more continuous as elemental images are added to the panoramic image at a rapid rate. This compounding technique may be carried out by the methods and
 15 apparatus described in the aforementioned U.S. patent [application serial number 09/335,159], including an image accumulator memory from which the oldest component frame is subtracted and the new component frame added, or by the use of multiple image accumulator memories which simultaneously produce compounded images of different sets of component frames.

20 The technique of Figure 7c is used in the spatially compounded panoramic imaging process diagrammed in Figure 8. The component frames representing a complete acquisition sequence (one set of all angles A-E in this example) are first combined before registration into a compounded image by the Compound process. This assumes that the scanhead movement during this sequence is negligible, otherwise the compound image will
 25 be blurred. In this example no component-frame-to-component-frame registration is performed by the compound image processor. This Compound process is repeated for every sequence of steered frames, ideally at the acquisition frame rate by for example an accumulator method described above. The sequence of compounded images formed as the scanhead is moved are then processed by the registration algorithm "Register" of the EFOV
 30 image processor 70 to generate a single panoramic image of compounded data. This approach has the advantage that the artifact reduction resulting from the spatial compounding should help the registration algorithm to be very robust. Also, the real-time component at the leading edge of the panoramic image already represents a compounded image without the need for further processing.

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

12

Figure 7d illustrates a compounding technique which is intermediate the techniques of Figures 7b and 7c. This technique produces spatially compounded elemental images for panoramic imaging at a faster rate than Figure 7b, reducing the discontinuous buildup appearance of that technique, but at a lesser rate than Figure 7c, which reduces computational complexity. In Figure 7d a spatially compounded image 172 is formed of look directions $\angle 1-\angle 5$. The next spatially compounded image 174 is formed after a plurality of new look directions are acquired and is formed of look directions $\angle 4-\angle 3'$. Each spatially compounded image contains some of the same image data as the preceding spatially compounded image, and includes a plurality of new look directions (in this example, three) so that the panoramic image process is not processing a large amount of redundant image data. The interval at which new spatially compounded images are produced in the technique of Figure 7d is user variable; for instance, if the number of look directions is nine, the user might elect to have new spatially compounded images produced every four or five component frames. If the number of look directions is only three, the user may prefer to produce a spatially compounded image every three frames, the technique of Figure 7b.

Figure 9 illustrates a spatially compounded panoramic imaging process in which steered component frames A-E can be input directly into the registration algorithm "Register" before they are combined, thus generating a panoramic image with significant spatial compounding even when scanning along a flat surface. In this process a single registration step registers component frames of different look directions directly into a panoramic image to produce the panoramic image and spatial compounding simultaneously. Note that the panoramic image itself is generated by continually registering each new component frame with the previous set of registered component frames, traceable back to the first frame A of the acquisition. Conversely, the real-time component of the panoramic image would be continuously updated by registering the N previous frames (where N is the number of unique steering angles) with the most recent frame.

One potential disadvantage of this method is that most algorithms for determining the frame-frame registration become less reliable when there is a large difference in view angle between the frames. This is mainly because of the influence of ultrasound image artifacts, such as anisotropy, which can cause echoes and shadows from some targets to appear in different locations or at different intensities in images obtained from different angles. For the sequence shown in Figure 9, the difference in view angle between frames is small except for the transitions between the end of one complete set of angles (frame E) and the beginning of the next (frame A'). An alternative acquisition sequence is shown in Figure

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

13

10, which maintains a more uniform (and lesser maximum) angle difference between all frames at the expense of a higher minimum angle difference. Other angle sequences will have different advantages and disadvantages in registration robustness and beam steering programming.

5 Figure 11 illustrates a spatially compounded panoramic imaging process that is a compromise between the processes shown in Figures 9 and 10 above. This process compounds a sub-set of steered component frames (three of the five, in this example) to produce a first partially compounded image (e.g., A,C,E), followed by compounding of the remaining set of steered frames (e.g., B,C,D) to produce a second partially compounded
10 image. In the illustrated steering sequence, a non-steered frame C is acquired for every sub-sequence to ensure that the real-time (i.e., most recent image data) component of the panoramic image always includes non-steered data. This process would be repeated continuously, with the partially compounded images (A,C,E and B,C,D) being input sequentially into the registration algorithm Register. This approach would allow some
15 reduction of image artifacts and hence improvement in the robustness of the registration, while not incurring as much motion blurring during rapid scanhead movement as for the process of Figure 8.

In an embodiment of the present invention it is desirable to register component frames for spatial compounding and elemental images of a panoramic image as accurately as
20 possible. This ability is made more difficult when component frames exhibiting different steering directions are being registered because, as mentioned above, a target can return different echoes when interrogated from different angles, which puts great demand on the registration algorithm. Figure 12 illustrates a technique which addresses this problem by registering only component frames of a common steering direction. Figure 12 illustrates a
25 sequence of component frames A, B, C, etc. which are acquired as the transducer is moved along the body. Each component frame is acquired after translation of the transducer and its image to a new location. It may be seen that the translation between frames A and D is a combination of the translations from frame A to frame B to frame C to frame D. This may be expressed mathematically as

$$30 \quad A \rightarrow D = A \rightarrow B + B \rightarrow C + C \rightarrow D$$

The translations between other frames of a common look direction may similarly be expressed as

$$B \rightarrow E = B \rightarrow C + C \rightarrow D + D \rightarrow E$$

$$C \rightarrow F = C \rightarrow D + D \rightarrow E + E \rightarrow F$$

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

14

$$D \rightarrow G = D \rightarrow E + E \rightarrow F + F \rightarrow G$$

and so on. The translation between the frames on the left side of each equation are computed by the registration algorithm of the panoramic image processor, as each pair of frames is acquired at the same look direction, easing the demands put on the registration algorithm.

- 5 The translation between successively acquired frames is then computed from the simultaneous equations. For example, the translations $C \rightarrow F$ and $D \rightarrow G$ are computed by the registration algorithm. The translation between successively acquired frames $F \rightarrow G$ is calculated from

$$D \rightarrow G - C \rightarrow F = D \rightarrow E + E \rightarrow F + F \rightarrow G - C \rightarrow D - D \rightarrow E - E \rightarrow F$$

$$D \rightarrow G - C \rightarrow F = F \rightarrow G - C \rightarrow D$$

- 10 $F \rightarrow G = C \rightarrow D + D \rightarrow G - C \rightarrow F$

With $D \rightarrow G$ and $C \rightarrow F$ being determined by the registration algorithm and $C \rightarrow D$ being determined from a previous equation, the translation from frame F to frame G can be determined from the last equation. Thus, the registration algorithm is only called upon to determine the translation between commonly steered frames, with the frame-to-frame displacement between successively acquired frames of differing steering directions determined from the simultaneous equations.

- In order to start the above process, the translation between two pairs of successively acquired frames must be known, $A \rightarrow B$ and $B \rightarrow C$. Once these interframe displacements are known, the others can all be determined by registering frames of common look directions and use of the simultaneous equations. Thus, at the outset of the process, the registration algorithm can be called upon to determine the translation between frames of different look directions, in this example, from A to B and from B to C. A variation of this which eases the task of the registration algorithm is for the user to pause momentarily before beginning to move the transducer in order to allow the transducer to acquire at least one full sequence of frames of the different look directions while the transducer is at rest. The frame to frame translations between these frames will thus be zero, and consequently the initial equations will have some frame to frame translation values of zero. Once the transducer begins to move, the nonzero values will be determined by measuring the translation between frames of the same steering direction and the process will proceed as described above.

- 30 As a third alternative, these translations may be approximated by starting with three precursor frames A', B' and C' as shown in Figure 12, which are acquired at the same look direction. The translations from A' to B' and from B' to C' are determined by the registration algorithm using these commonly steered frames, then used as the translations

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

15

from A to B and from B to C. Given a substantially constant rate of transducer motion and high frame acquisition rate, the use of the translations between the precursor frames for those of the first frames in the sequence will be substantially accurate. The use of a sequence of commonly steered frames may be repeated during the acquisition process to estimate
5 accumulated translation errors or make adjustments to the registration process as desired.

One skilled in the art will recognize that the foregoing discussion illustrates frame to frame translation computations simply with plus and minus signs, but that in a constructed embodiment in which frame to frame motion includes translation and rotation, the actual computations may involve more complex matrix operations.

10 The technique of Figure 12 is most accurate when only a few look directions are used for compounding, that is, when the sequence of component frames is relatively short. In the example of Figure 12, the sequence of component frames is only three frames in duration. This is because the technique relies upon the capability of aligning commonly steered frames between which there may be substantial transducer translation and hence little
15 common image content with which to register the two frames, putting the registration algorithm to a demanding task. Hence it may be desirable to activate this technique adaptively when the number of differently steered component frames is small, and to change to a different technique, such as simply trying to register successive frames, when the number of differently steered frames is high, e.g., eight or nine frames.

20 The frames which are registered in the foregoing examples may be entire image frames, or partial image frames, or image frames of reduced resolution or line density, or may be reference scanlines transmitted between displayed image frames for registration purposes as described in U.S. patent [application serial number 09/335,060].

25 The final choice of which method to use in a particular case will depend on the speed of movement of the probe (and/or target), which could be clinical application dependent, and the inherent robustness of the chosen panoramic image registration algorithm to angle dependent artifacts. In general, the accuracy required to register component frames for spatial compounding is more demanding than the registration required to form a panoramic image from elemental images. Thus, when the probe is being moved slowly, it is
30 usually preferable to spatially compound before panoramic image registration. When the probe is being moved quickly, which can produce a blurred spatially compounded image, it is usually preferable to send component frames directly to the panoramic image registration process and let the panoramic registration algorithm reduce blurring to the best of its capability. In a preferred embodiment this choice is made adaptively by detecting the degree

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

16

of scanhead motion as described in U.S. patent [application serial number 09/335,158] and automatically adjusting the spatial compounding and/or panoramic registration processes in response thereto. The panoramic imaging registration and combining algorithms may also be varied adaptively in response to the degree of scanhead motion, as may the variables of
5 spatial compounding as described in U.S. patent [application serial number 09/335,058].

Panoramic images can be formed using all ultrasound imaging modes, including fundamental and harmonic modes, power motion mode, Doppler, and grayscale, and 2D and 3D imaging modes. Spatial compounding, likewise, can operate in all of these modes. Thus, spatially compounded harmonic images of the present invention can be formed
10 in all of the ultrasound imaging modes.

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

17

CLAIMS:

1. A method of producing a spatially compounded ultrasonic panoramic image comprising:
 - transmitting a plurality of electronically steered beams in a plurality of directions from an array transducer aperture as the transducer aperture is moved in relation to an extended image field so as to interrogate points in the extended image field from multiple look directions;
 - receiving echoes in response to the transmitting;
 - locationally organizing the received echoes; and
 - combining locationally aligned echoes to produce a panoramic, spatially compounded ultrasonic image which is larger than the transducer aperture.
2. The method of Claim 1, wherein combining comprises:
 - combining echoes from points in the image field which have been interrogated from multiple look directions to produce a spatially compounded image; and
 - combining the spatially compounded image with a previously acquired spatially compounded image to produce a panoramic, spatially compounded ultrasonic image which is larger than the transducer aperture.
3. The method of one of Claims 1 or 2, for producing a spatially compounded ultrasonic panoramic image comprising:
 - receiving, from a translating transducer aperture, sequences of component image frames, different component image frames of a sequence exhibiting scanlines electronically steered in different look directions;
 - combining a plurality of the component image frames to produce an elemental spatially compounded image; and
 - combining the elemental spatially compounded image with a previously acquired elemental spatially compounded image to produce a spatially compounded ultrasonic panoramic image.

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

18

4. The method of Claim 3, wherein the first-named combining comprises combining a plurality of component image frames on a spatially aligned basis.
5. The method of Claim 3, wherein aligning utilizes one of block matching, normalized correlation, correlation, sum of absolute differences, sum of squared differences, gradient descent, mutual information processing, Doppler sensing, or position or motion sensors.
6. The method of one of Claims 1 or 2, for producing a spatially compounded ultrasonic panoramic image comprising:
 - receiving, from a translating transducer aperture, sequences of component image frames, different component image frames of a sequence exhibiting scanlines electronically steered in different look directions;
 - registering component image frames which exhibit a common look direction;
 - 15 registering component image frames which exhibit different look directions through use of the registered component image frames which exhibit a common look direction; and
 - combining the registered component image frames to produce a spatially compounded ultrasonic panoramic image.
7. The method of one of Claims 1 or 2, for determining the translation between successive image frames of repetitive sequences of image frames, each sequence including a plurality of image frames which exhibit different look directions comprising:
 - acquiring a plurality of the sequences of image frames;
 - registering an image frame of one of the sequences with an image frame of
 - 25 another of the sequences which exhibits the same look direction by comparing the information content of the two frames to determine a registration value; and
 - determining the translation between successive image frames of different look directions by a calculation utilizing the registration value.
8. An ultrasonic imaging system which produces a spatially compounded panoramic image comprising:
 - an array transducer;

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

19

a transmit controller, coupled to the array transducer, and operable to cause the array transducer to transmit beams electronically steered in a plurality of look directions as the array transducer is translated with respect to an image field;

5 a beamformer, coupled to the array transducer, which produces coherent echo signals in response to beams transmitted in a plurality of look directions;

a registration processor which aligns echo signals received from common points in an image field; and

a combiner which combines aligned echo signals to produce spatially compounded panoramic image data.

10

9. The ultrasonic imaging system of Claim 8, further comprising:

a spatial compounding processor, responsive to the echo signals produced by the beamformer, which produces spatially compounded echo signals;

15 wherein the registration processor and the combiner operate upon spatially compounded echo signals.

10. The ultrasonic imaging system of Claim 8, wherein the transmit controller is operable to cause the array transducer to transmit beams for component images, wherein different component images exhibit beams steered in different look directions.

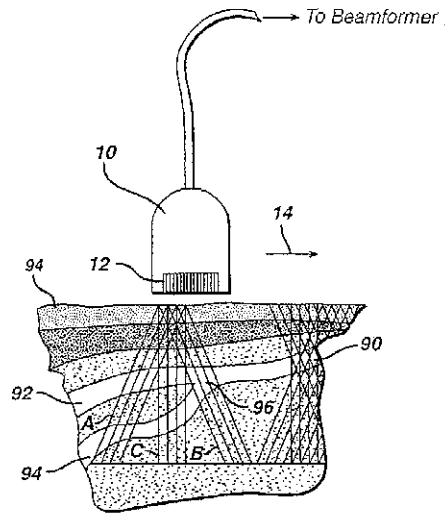
20

11. The ultrasonic imaging system of Claim 8, wherein the spatial compounding processor includes a plurality of image memories which simultaneously assemble component images for different spatially compounded images.

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

1/11

FIG. 1

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

2/11

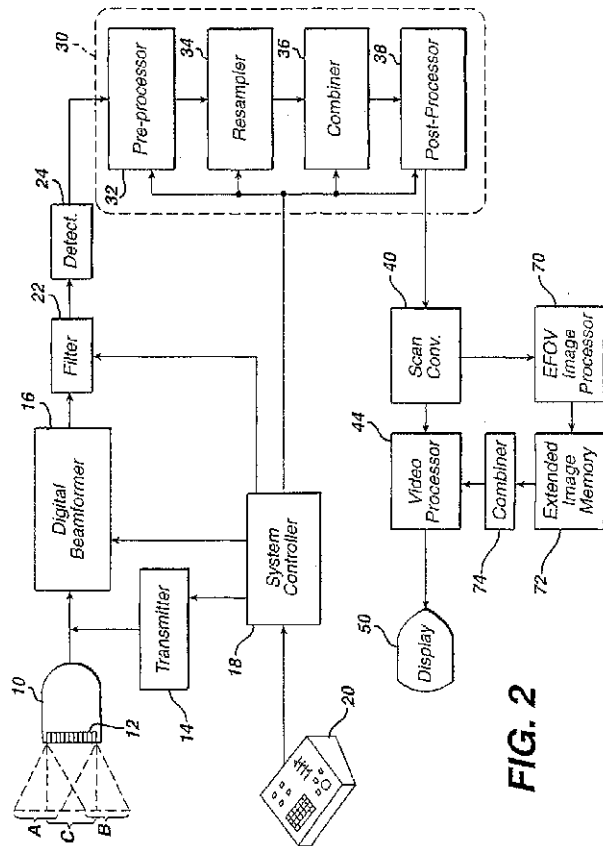


FIG. 2

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

3/11

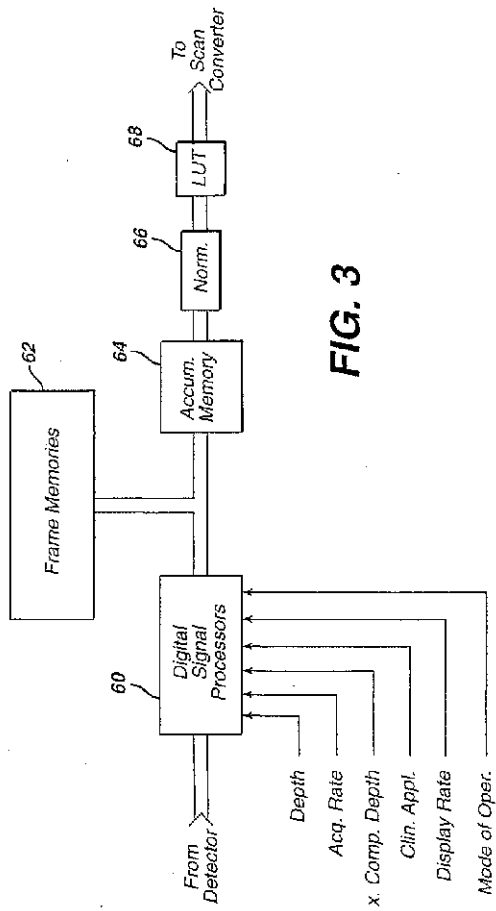
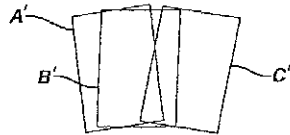
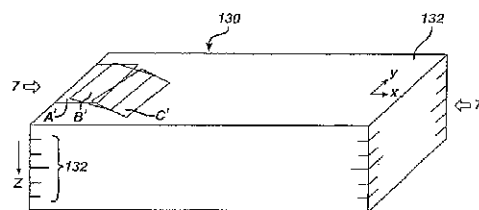


FIG. 3

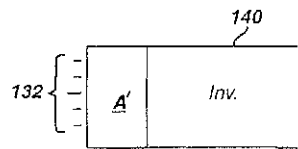
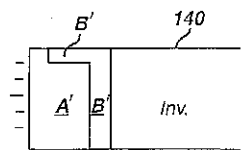
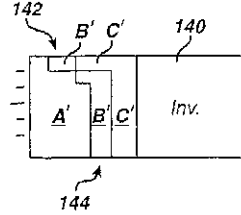
WO 02/16963

PCT/EP01/09638

4/11

FIG. 4a**FIG. 4b****FIG. 5**

5/11

FIG. 6a**FIG. 6b****FIG. 6c**

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

6/11

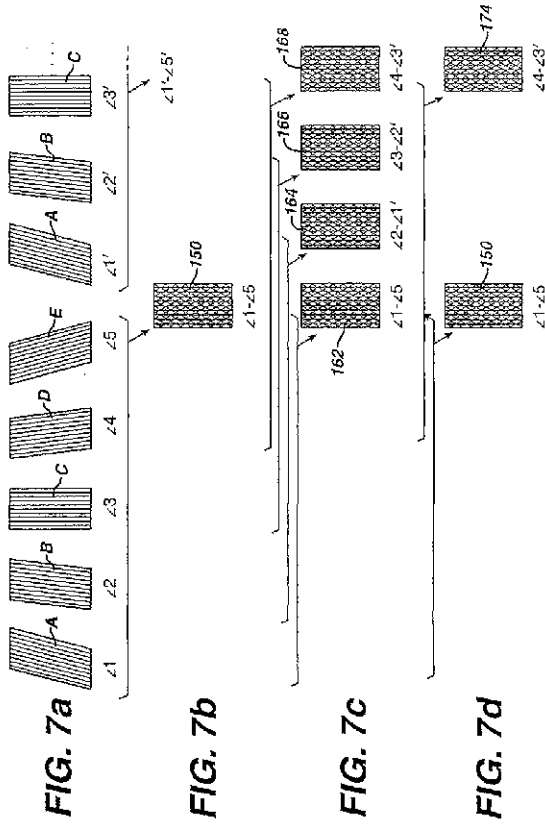
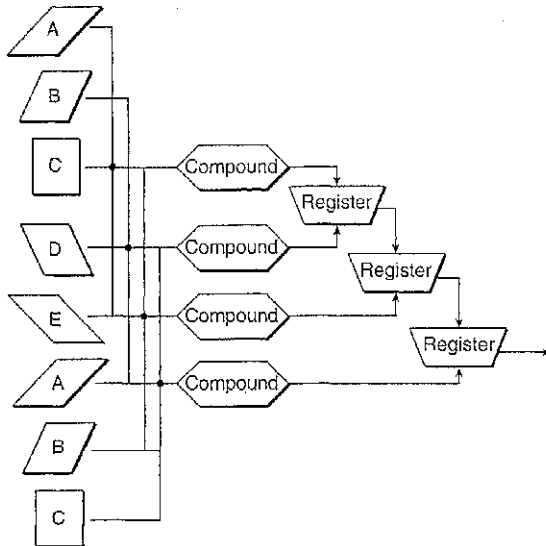
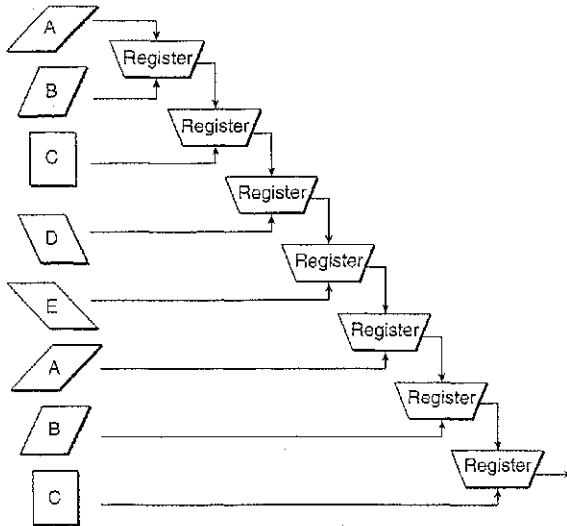


FIG. 8

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

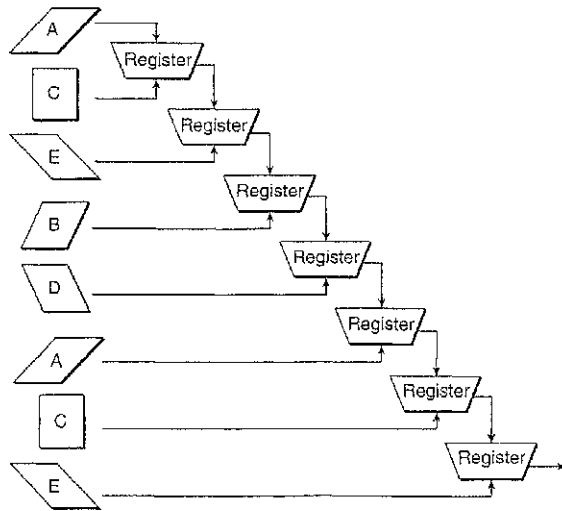
8/11

FIG. 9

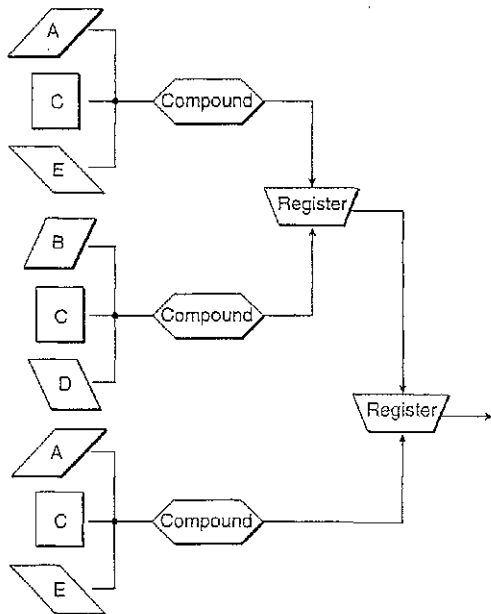
WO 02/16963

PCT/EP01/09638

9/11

FIG. 10

10/11

FIG. 11

WO 02/16963

PCT/EP01/09638

11/11

FIG. 12



【国際公開パンフレット（コレクトバージョン）】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
28 February 2002 (28.02.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/016963 A3

(51) International Patent Classification:

G08S 15/89

(74) Agent: LOTTIN, Claudine; International Osteodermat
B.V., Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).

(21) International Application Number: PCT/EP01/09638

(81) Designated State (national): JP.

(22) International Filing Date: 13 August 2001 (13.08.2001)

(84) Designated States (regional): European patent (AT, BE,
CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LI, MC,
NL, PT, SE, TR);

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

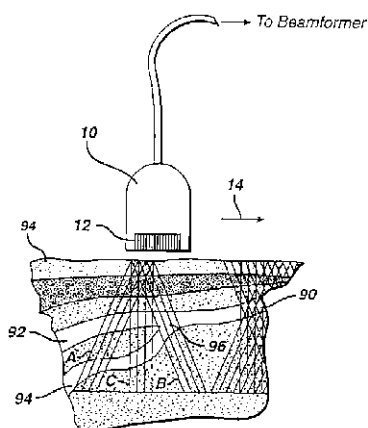
Published:

- with international search report
- before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments

(30) Priority Date: 09/04/1991 22 August 2000 (22.08.2000) US

(71) Applicant: KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRON-
ICS N.V. (NL/NL); Groenewoudseweg 1, NL-5621 BA
Eindhoven (NL).(88) Date of publication of the international search report:
29 July 2002(72) Inventors: JAGGI, James, R.; Prof. Holstlaan 6, NL-5656
AA Eindhoven (NL); OLSSON, Lars, J.; Prof. Holstlaan
6, NL-5656 AA Eindhoven (NL); ENTREKIN, Robert,
R.; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guide-
ance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the begin-
ning of each regular issue of the PCT Gazette.

(54) Title: ULTRASONIC DIAGNOSTIC SYSTEMS WITH SPATIAL COMPOUNDED PANORAMIC IMAGING



(57) Abstract: A method and apparatus are described which produce spatially compounded panoramic ultrasonic images by electronically steering beams in a plurality of different look directions as a transducer is moved in relation to a panoramic image field. The received echo information is compounded, then aligned and combined with previously acquired echo information to form a spatially compounded panoramic image. Alternatively, the received echo information may be aligned with previously acquired echo information, then combined to produce spatial compounding and a panoramic image in one process.

WO 02/016963 A3

【国際公開パンフレット(コレクトバージョン)】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

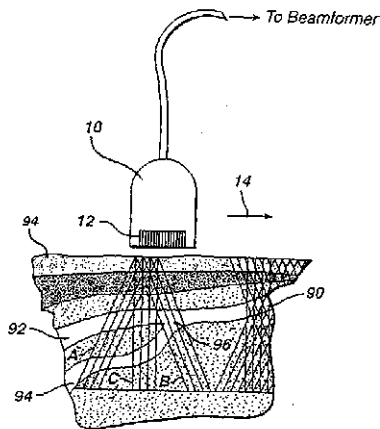
(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
28 February 2002 (28.02.2002)

PCT

(18) International Publication Number
WO 02/016963 A3

- (51) International Patent Classification: G01S 15/89
- (21) International Application Number: PCT/EP01/09638
- (22) International Filing Date: 13 August 2001 (13.08.2001)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data:
09/644,193 22 August 2000 (22.08.2000) US
- (71) Applicant: KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V. (NL/NL); Groenewoudseweg 1, NL-5621 BA Eindhoven (NL).
- (72) Inventors: JAGO, James, R.; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL); OLSSON, Lars, J.; Prof. Houtlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL); ENTREKIN, Robert, R.; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
- (74) Agent: LOTTON, Claudine; Internationaal Octrooibureau B.V., Prof Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
- (81) Designated State (national): JP
- (84) Designated States (regional): European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).
- Published:
— with international search report
— before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments
- (88) Date of publication of the international search report: 25 July 2002
- For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

(54) Title: ULTRASONIC DIAGNOSTIC SYSTEMS WITH SPATIAL COMPOUNDED PANORAMIC IMAGING



(57) Abstract: A method and apparatus are described which produce spatially compounded panoramic ultrasonic images by electronically steering beams in a plurality of different look directions as a transducer is moved in relation to a panoramic image field. The received echo information is compounded, then aligned and combined with previously acquired echo information to form a spatially compounded panoramic image. Alternatively, the received echo information may be aligned with previously acquired echo information, then combined to produce spatial compounding and a panoramic image in one process.



WO 02/016963 A3

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PCT/JP 01/09638
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 601S15/89		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Mailing document(s) searched (classification followed by classification symbols) IPC 7 601S		
Documentation searched (other than mailing document(s) to the extent that such documents are included in the fields searched)		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, PAJ, INSPEC, COMPENDEX		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Claim of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim no.
Y	WO 00 20884 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV) 13 April 2000 (2000-04-13) abstract; figure 1 page 6, line 6 - line 9 page 4, line 14 - page 5, line 8 ---	1,8
Y	US 5 782 766 A (MOCK LEVIN ET AL) 21 July 1998 (1998-07-21) cited in the application abstract; figure 2 column 10, line 31 - line 46 --- -/-	1,8
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "C" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claims or which is cited to establish the publication date of another claim or other special reasons (as specified) "O" document relating 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 "Z" document number of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
16 May 2002		31/05/2002
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.O. Box 5610 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel (+31-70) 546-2040, Tx 51 65 1 apo nl Fax (+31-70) 546-2016		Authorized officer Niemeijer, R

Form PCT/ISA/210 (second time) (July 1999)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/EP 01/09638

C (Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant in claim No.
A	COSGROVE D O ET AL: "Breast" ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, NEW YORK, NY, US, vol. 26, May 2000 (2000-05), pages S110-S115, XP004295574 ISSN: 0301-5629 Section "Technical Advances", page S110	1,8
A	PRAGER R ET AL: "Stradx: real-time acquisition and visualization of freehand three-dimensional ultrasound" MEDICAL IMAGE ANALYSIS, OXFORD UNIVERSITY PRESS, vol. 3, no. 2, 1998, pages 129-140, XP002199116 Section 3.2 "Panoramic ultrasound" page 130, left-hand column	1,8

1



Form PCT/A42760 (continuation of document PCT/EP 01/09638)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/EP 01/09638

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WC 0020884 A	13-04-2000	WO 0020884 A1	13-04-2000
		WO 0020885 A1	13-04-2000
		WO 0020886 A1	13-04-2000
		WO 0020887 A1	13-04-2000
		WO 0020888 A1	13-04-2000
		WO 0020889 A1	13-04-2000
		WO 0020890 A1	13-04-2000
		EP 1046057 A1	25-10-2000
		EP 1046058 A1	25-10-2000
		EP 1046059 A1	25-10-2000
		EP 1046060 A1	25-10-2000
		EP 1046061 A1	25-10-2000
		EP 1046062 A1	25-10-2000
		EP 1046063 A1	25-10-2000
		US 6210328 B1	03-04-2001
		US 6283917 B1	04-09-2001
		US 6117081 A	12-09-2000
		US 6224552 B1	01-05-2001
		US 6126598 A	03-10-2000
		US 6126599 A	03-10-2000
US 5782766 A	21-07-1998	US 5575286 A	19-11-1996
		US 5655535 A	12-08-1997
		DE 19611990 A1	02-10-1996
		JP 8280688 A	29-10-1996
		US 5899861 A	04-05-1999

Form PCT/ISA/210 (section I only) (01/01/97)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PCT/EP 01/09638
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 601S15/89		(L)60202230365 
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) IPC 7 601S		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, PAJ, INSPEC, COMPENDEX		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 00 20884 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV) 13 April 2000 (2000-04-13) abstract; figure 1 page 6, line 6 - line 9 page 4, line 14 - page 5, line 8	1,8
Y	US 5 792 766 A (WOCK LEVIN ET AL) 21 July 1998 (1998-07-21) cited in the application abstract; figure 2 column 10, line 31 - line 46	1,8
		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in 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 document not published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claims) or which is cited to establish the publication date of another claim 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 "Z" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 16 May 2002		Date of mailing of the international search report 31/05/2002
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.O. Box 5016 Petersenstrasse 2 D-12200 MV Rostock Tel. (+31-70) 340-3040, Tx. 31 651 epo nl Fax: (+31-70) 340-3045		Authorized officer Niemeijer, R

Form PCT/ISA/210 (second on 01/01/1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/EP 01/09638

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	COSGROVE D O ET AL: "Breast" ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, NEW YORK, NY, US, vol. 26, May 2000 (2000-05), pages S110-S115, XP004295574 ISSN: 0301-5629 Section "Technical Advances", page S110	1,8
A	PRAGER R ET AL: "Stradx: real-time acquisition and visualization of freehand three-dimensional ultrasound" MEDICAL IMAGE ANALYSIS, OXFORD UNIVERSITY PRESS, vol. 3, no. 2, 1998, pages 129-140, XP002199116 Section 3.2 "Panoramic ultrasound" page 130, left-hand column	1,8

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International Application No.
 PCT/EP 01/09638

31

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 0020884	A	13-04-2000	WO 0020884 A1
			13-04-2000
			13-04-2000
			13-04-2000
			13-04-2000
			13-04-2000
			13-04-2000
			13-04-2000
			13-04-2000
			13-04-2000
			13-04-2000
			13-04-2000
			13-04-2000
			13-04-2000
			13-04-2000
			13-04-2000
			13-04-2000
			13-04-2000
			13-04-2000
			13-04-2000
			13-04-2000
US 5782766	A	21-07-1998	US 5575286 A
			19-11-1996
			US 5655535 A
			12-08-1997
			DE 19611990 A1
			02-10-1996
			JP 8280688 A
			29-10-1996
			US 5899861 A
			04-05-1999

Form PCT/ISA/210 (Latest family annex) (July 1992)

 フロントページの続き

(74)代理人 100121083

弁理士 青木 宏義

(72)発明者 ジャゴ ジェイムス アール

オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6

(72)発明者 オルッソソ ラース ジェイ

オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6

(72)発明者 エントレキン ロバート アール

オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6

F ターム(参考) 2F068 AA39 CC07 DD09 DD11 DD12 FF04 FF12 GG01 HH01 JJ02

JJ11 KK12 LL04 QQ05 QQ12 QQ16 QQ18 QQ21 QQ25

4C301 AA02 BB05 BB12 BB14 BB26 EE07 EE08 GB04 HH11 HH38

JB28 JB29 JC14 LL03

4C601 BB05 BB09 BB17 BB27 EE04 EE05 GB01 GB03 GB04 HH14

HH31 JB01 JB34 JB41 JB45 JC15 JC20 JC21 JC22 LL01

LL02 LL04

5J083 AA02 AB17 AC06 AC12 AC29 AD13 AE08 BA01 BC02 BD12

BE08 BE53 CA01 CA12 DC05 EA07 EA10 EC19

专利名称(译)	具有空间合成全景图像的超声诊断系统		
公开(公告)号	JP2004507298A	公开(公告)日	2004-03-11
申请号	JP2002522000	申请日	2001-08-13
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ジャゴジェイムスアール オルソンラースジェイ エントレキンロバートアール		
发明人	ジャゴ ジェイムス アール オルソン ラース ジェイ エントレキン ロバート アール		
IPC分类号	G01B17/00 A61B8/00 G01B17/06 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52065 A61B8/4245 G01S15/8995		
FI分类号	A61B8/00 G01B17/00.C G01S15/89.B		
F-TERM分类号	2F068/AA39 2F068/CC07 2F068/DD09 2F068/DD11 2F068/DD12 2F068/FF04 2F068/FF12 2F068/GG01 2F068/HH01 2F068/JJ02 2F068/JJ11 2F068/KK12 2F068/LL04 2F068/QQ05 2F068/QQ12 2F068/QQ16 2F068/QQ18 2F068/QQ21 2F068/QQ25 4C301/AA02 4C301/BB05 4C301/BB12 4C301/BB14 4C301/BB26 4C301/EE07 4C301/EE08 4C301/GB04 4C301/HH11 4C301/HH38 4C301/JB28 4C301/JB29 4C301/JC14 4C301/LL03 4C601/BB05 4C601/BB09 4C601/BB17 4C601/BB27 4C601/EE04 4C601/EE05 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/HH14 4C601/HH31 4C601/JB01 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC22 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC06 5J083/AC12 5J083/AC29 5J083/AD13 5J083/AE08 5J083/BA01 5J083/BC02 5J083/BD12 5J083/BE08 5J083/BE53 5J083/CA01 5J083/CA12 5J083/DC05 5J083/EA07 5J083/EA10 5J083/EC19		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	09/644193 2000-08-22 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

由于换能器相对于该全景图像区域移动时，其描述了一种用于产生在空间上通过光束组合在多个不同的观看方向的电子操纵全景超声波图像的方法和装置。该输入回声信息被组合以形成空间合成的全景图像，然后与预先采集的回声信息组合并对齐。或者，输入回声信息可以与预先采集的回声信息对齐，然后被组合以在一个过程中生成空间组合和全景图像。

