

(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2004-520094

(P2004-520094A)

(43) 公表日 平成16年7月8日(2004.7.8)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/00

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 有 予備審査請求 有 (全 35 頁)

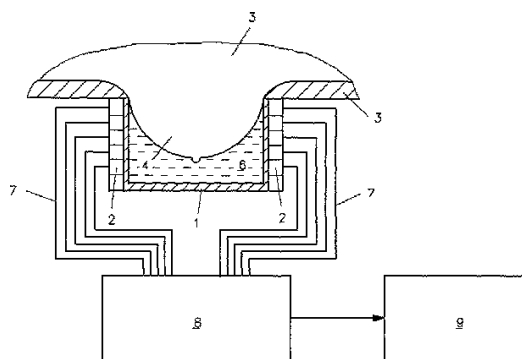
(21) 出願番号	特願2002-533737 (P2002-533737)	(71) 出願人	591004618 フォルシュングスツェントルム カールス ルーエ ゲゼルシャフト ミット ベシユ レンクテル ハフツング ドイツ連邦共和国 カールスルーエ ヴェ ーバーシュトラッセ 5
(86) (22) 出願日	平成13年10月10日 (2001.10.10)	(74) 代理人	100061815 弁理士 矢野 敏雄
(85) 翻訳文提出日	平成15年4月9日 (2003.4.9)	(74) 代理人	100094798 弁理士 山崎 利臣
(86) 国際出願番号	PCT/EP2001/011735	(74) 代理人	100099483 弁理士 久野 琢也
(87) 国際公開番号	W02002/030288	(74) 代理人	100114890 弁理士 アインゼル・フェリックス＝ライ ンハルト
(87) 国際公開日	平成14年4月18日 (2002.4.18)		
(31) 優先権主張番号	100 50 232.6		
(32) 優先日	平成12年10月11日 (2000.10.11)		
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)		
(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, US		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波トモグラフ

(57) 【要約】

透過、散乱及びパルスエコー法により作動する高分解能超音波トモグラフであって、容器壁において壁面全体に亘って固定配置された超音波変換器を有する上部開口容器、容器の中の結合媒質、ならびに作業メモリを有するコンピュータ援用制御及び評価ユニットから成る。本発明の課題は、三次元イメージの再構成の際にリアルタイムでイメージ精度の低下なしに時間分解能の大幅な改善が可能になるように高分解能超音波トモグラフを発展させることである。この課題は、制御及び評価ユニットが超音波変換器に接続され、少なくとも1つの超音波変換器から送信された超音波信号は超音波パルスであり、この超音波パルスが全ての他の超音波変換器によってパラレルに受信され、電気信号として増幅され、フィルタリングされ、デジタル化され、さらに作業メモリにデータセットとして格納されることによって解決される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

身体部位及びとりわけ女性の胸部の組織検査のための透過、散乱及びパルスエコー法による高分解能超音波トモグラフであって、

上部開口容器が設けられ、該上部開口容器には被検身体部位が挿入され、前記上部開口容器は容器壁において壁面全体に亘って固定配置された超音波変換器を有し、該超音波変換器の主放射方向はそれぞれ前記壁面から垂直に容器内部へと配向されており、結合媒質が設けられ、該結合媒質は前記容器に充填されて被検身体部位を浸し、さらに前記結合媒質は前記超音波変換器と被検末端部との間の超音波信号の結合及び伝達に使用され、ならびに作業メモリを有するコンピュータ援用制御及び評価ユニットが設けられ、前記作業メモリは前記開口容器の前記超音波変換器に接続され、

10

a) 任意の個数の前記超音波変換器が送信器としても受信器としても電子スイッチを介して選択可能であり、

b) 選択された受信器により受信された信号が電気信号として増幅され、フィルタリングされ、デジタル化され、さらに前記作業メモリにデータとして格納され、

c) 前記作業メモリに格納されたデータから音波伝播時間がもとめられ、さらにこの音波伝播時間及び幾何学的な関係を介して個々の音波速度がもとめられ、ならびに、多数の領域への容器体積の計算上の分割ならびに異なるデータセットの適当な相関によって音波速度が個々の領域において計算され、

d) 前記個々の領域における音波速度ならびに受信された信号の振幅及び位相変化によって前記容器における全ての可能な反射地点が計算され、ならびに、

20

e) 信号は、存在しうる反射地点に対するデータとして全測定から前記容器における各地点毎に合計され、これから各地点毎に合計値の大きさに相応する色値が割り当てられ、これが所望された分解能に応じて三次元再構成におけるそれぞれ少なくとも一つのピクセルに割り当てられる、身体部位及びとりわけ女性の胸部の組織検査のための透過、散乱及びパルスエコー法による高分解能超音波トモグラフにおいて、

f) 前記送信器から送信される超音波信号は超音波パルスであり、該超音波パルスは全ての受信器によってパラレルに受信され、電気信号として増幅され、フィルタリングされ、さらにデジタル化され、前記作業メモリにデータセットとして格納されることを特徴とする、身体部位及びとりわけ女性の胸部の組織検査のための透過、散乱及びパルスエコー法による高分解能超音波トモグラフ。

30

【請求項 2】

作業メモリを有するコンピュータ援用制御及び評価ユニットは開口容器の超音波変換器に接続され、全ての超音波変換器が受信器として活性化されることを特徴とする、請求項 1 記載の高分解能超音波トモグラフ。

【請求項 3】

作業メモリを有するコンピュータ援用制御及び評価ユニットは開口容器の超音波変換器に接続され、

測定過程ができる限り短い時間的な連続においてその都度別の超音波変換器又は変換器群によって繰り返され、これにより測定過程毎にデータセットが生成され、三次元再構成に対する複数のデータセットの使用によりこの三次元再構成は増大する繰り返し周波数でデータセットを増大させる時間分解能を有することを特徴とする、請求項 1 又は 2 記載の高分解能超音波トモグラフ。

40

【請求項 4】

作業メモリを有するコンピュータ援用制御及び評価ユニットは開口容器の超音波変換器に接続され、

再構成において色値をもとめる際に信号の振幅及び位相がヒルベルト変換によって実信号成分及び虚信号成分に変換され、グレーレベル (G r a u s t u f e n) が個別信号のコヒーレントな加算によって決定されることを特徴とする、請求項 1 ~ 3 のうちの 1 項記載の高分解能超音波トモグラフ。

50

【発明の詳細な説明】

【0001】

本発明は末端部とりわけ女性胸部及び男性生殖器の組織検査のために作動する透過、散乱及びパルスエコー法による超音波トモグラフィに関する。

【0002】

医療技術において超音波検査はますます大きな意義を得ている。一方で、超音波はレントゲンビームによる透過とは対照的に被検組織を損なわない。他方で、他のイメージング方法、例えばレントゲンでは非常に小さいコントラストしか残さないような組織が識別され得る。

【0003】

医療用超音波機器は基本的に幾つかの超音波変換器を有する音波ヘッドならびに制御及び評価ユニットから成り、この制御及び評価ユニットは超音波変換器に対する制御パルスを送信しならびにこれらの超音波変換器で受信された測定信号を電気信号として受け取り、増幅し、測定のためにディスプレイ上のリアルタイムイメージに再構成する。このようなリアルタイムでの再構成の複雑性は、この場合、医療用超音波機器の個々の超音波変換器の個数だけでなく、相当に再構成における補正可能性も限定してしまう。さらに、音波ヘッドは通常は位置固定されておらず、手動でガイドされる。これらの事実は、とりわけ高い局所分解能及び時間分解能が再構成の際に重要になる超音波マンモグラフィの際の造影剤検査における可能性を大幅に制限する。付加的な制限は再現可能性の欠如である。

【0004】

US - 4 4 7 8 0 8 3 にはパルスエコー法による超音波マンモグラフィのためのシステムが記述されており、このシステムでは女性胸部が適当なやり方で円柱状の容器に上から挿入され、位置決めされている。この容器の円柱状の壁面全体には均一に超音波変換器が固定配置されており、このことから各超音波変換器の主放射方向は容器壁から垂直に容器内部へと配向されることになる（第5段、最終節を参照）。被検胸部の三次元イメージの形成のために評価ユニットが記述されている。この評価ユニットは、被検胸部の領域が定義されて超音波が順次照射されるように接続されており、パルスエコー過程毎に超音波変換器のうちの専ら1つの変換器又は変換器群が超音波パルスの送信のためにも反射音波エコーの受信のためにも電子スイッチを介して選択され、反射音波エコーは時間窓の設定を介してフィルタリングされる。

【0005】

さらに、DE 2 8 2 7 4 2 3 A 1 では、音波ビームによる物体の内部構造の検出のための装置が記述されており、物体は結合媒質により充填された容器に入れられ、この容器の中で超音波透過法によって超音波を通される。この場合、1つ又は複数の超音波送信器から音波ビームが物体を貫通して受信器として少なくとも1つの超音波変換器に送られ、受信信号が評価ユニットにおいて電子的に後続処理され、格納され、次いで音波屈折率ならびに吸収係数の分布がもとめられる。これと同時に、評価ユニットにおいてドット・マトリクスに基づいて物体のモデルが形成され、このモデルが経験上の測定値と比較され、音波測定の反復繰り返しによって最適化可能であり、これによって個々の断面画像へとさらに処理することができる。提案された実施形態では、音波変換器は容器においてマトリクスをなして円柱状に配置されている。この場合、測定のためには限られた個数の変換器が送信器としても受信器としても電子スイッチによって活性化されなければならない、アクティブな受信器毎にそれぞれ後続の増幅器に場合によっては更なる電子段が設けられている（第24頁、第2節、参照）。この装置によって、なるほど超音波パルスの透過成分、散乱成分の他にエコー成分も受信可能であるが、評価には使用されない。

【0006】

これに類似して、US 5 6 7 3 6 9 7 に記述された三次元イメージをもとめるための超音波装置でも物体が壁全体に固定配置された超音波変換器を有する容器に入れられて、これらの超音波変換器のうちの少なくとも1つから1 MHz と5 MHz との間の超音波周波数を有する超音波が放射される。この場合、他の全ての変換器は次々と電子スイッチを介し

10

20

30

40

50

て導通接続可能な受信器として使用可能であり、その信号は次々と後続処理のために増幅され、記録される。後続処理のために、この場合、受信された超音波パルスの伝播時間、位相及び振幅が使用される。この場合、これらからもとめられた反射特性及び音波速度を介して物体の三次元イメージが生成される。しかし、このシステムは迅速な経過の再構成には適していない。なぜなら、全ての受信器の非同時的な記録が時間分解能を決定的に制限してしまうからである。この結果、この文献にはリアルタイムでの物体の時間経過の再構成可能性は指摘されていない。

【0007】

本発明の課題は、最後に挙げた従来技術による高分解能超音波トモグラフをさらに発展させて、三次元イメージの再構成の際の時間分解能をリアルタイムでイメージ精度の低減なしに大幅に改善することを可能にすることである。

10

【0008】

上記課題は、請求項1記載の高分解能超音波トモグラフによって解決される。超音波トモグラフの有利な実施形態は従属請求項の対象である。

【0009】

本発明によれば、1つの超音波変換器又は1つの超音波変換器群から発生されるパルスが、全ての、送信器としても接続された超音波変換器によって同時に受信され、そして、測定信号として各超音波変換器毎に別個に増幅器、必要なフィルタならびにA/D変換器を通過した後で作業メモリに格納される。従って、一方で、1つの超音波パルスだけで同時的なデータの全データセットがつくられ、他方で、パルスの送信器として選択された別の超音波変換器による測定過程の間髪を入れない繰り返しによって、すなわち変更されたパースペクティブから、できるだけ短い時間間隔で更なるデータセットが生成され、これらの更なるデータセットは短い繰り返しの連続に基づいて僅少な時間誤差を許容することにより互いに相関される。

20

【0010】

例えば、これによって、超音波を使用するマンモグラフィーの枠内で、ダイナミックな造影剤検査が高い時間分解能及び局所分解能で女性胸部の三次元表示をもとにして再構成され、評価される。

【0011】

本発明の高分解能超音波トモグラフを次に図に基づいて詳しく説明する。

30

【0012】

図1は超音波を使用するマンモグラフィーのための高分解能超音波トモグラフの全体構成を示す。

【0013】

図2は概略的に高分解能超音波トモグラフの任意の超音波変換器2の制御及び評価ユニット8のコンピュータ10への接続を示す。

【0014】

図3は三次元イメージの再構成のために必要な個々の処理ステップの概略図を示す。

【0015】

図1は実施例としてマンモグラフィーを実施するための高分解能超音波トモグラフの全体構造を示す。この全体構造は円柱状の上部開口容器1から成り、この容器1の円柱形状の外表面全体に超音波変換器2が取り付けられている。この容器の開口した側面は上記の使用目的のために患者用寝椅子3の開口部と同一平面に設けられており、マンモグラフィーの間にはうつぶせに患者用寝椅子3に横たわる女性患者5の胸部4が容器1の中に入る。超音波変換器2から胸部4への及びその逆に戻ってくる超音波信号の損失の少ない伝達のために、容器1には結合媒質6、有利にはゲル又は液体が存在し、これが被検胸部4及び超音波変換器2を浸している。

40

【0016】

既存の超音波変換器2の各々は自立的に、例えば個別にそれぞれ適当な同軸ケーブル7を介して作業メモリを有するコンピュータ援用制御及び評価ユニット8に接続されている。

50

この制御及び評価ユニット 8 には胸部 4 の再構成のイメージング出力のために出力ユニット 9、有利にはモニタが装備されている。

【0017】

図 2 は任意の超音波変換器 2 と制御及び評価ユニット 8 のコンピュータ 10 との接続を示す。この場合、超音波変換器は同軸ケーブル 7 によって電子スイッチ 11 に接続されており、この電子スイッチ 11 によって超音波変換器 2 は受信変換器か又は送信変換器として活性化され、導通接続可能である。相応のスイッチング信号をこのスイッチ 11 はこの場合直接的に制御線路 12 を介してコンピュータ 10 から受け取る。

【0018】

超音波変換器 2 が送信変換器として活性化されている場合、この変換器はコンピュータのタイマ 14 によりトリガされるパルスジェネレータ 13 から電氣的なパルスを受け取り、この電氣的なパルスはこの変換器から衝撃波としてこの超音波変換器の固有周波数で結合媒質へと送出される。

【0019】

超音波変換器 2 が受信変換器として活性化されている場合、受信信号がスイッチ 11 により増幅器 15 へ転送され、この増幅器 15 において信号が増幅され、フィルタリングされ、さらにデジタル化されて、デジタルデータとしてコンピュータの作業メモリ 16 に転送される。次いで、作業メモリ 16 では、受信変換器として活性化された超音波変換器からの全ての同時的なデータがデータセットとして格納される。増幅器における信号のフィルタリングは、有利には、周波数フィルタを用いるバックグラウンドノイズ又は障害信号の除去ならびに例えば時間窓の設定による信号のセレクションに使用され、この場合フィルタ特性はコンピュータ 10 から制御線路 17 を介して増幅器 15 に命令として伝達される。

【0020】

マンモグラフィにおける超音波測定の際には導通接続された送信変換器から送出される超音波パルスが全てのアクティブな受信変換器によって受信され、処理され、データセットのデジタルデータの形式で作業メモリに格納される。データセットの個々のデータからコンピュータにおいて被検胸部の三次元表示の再構成が行われる。この場合、1つのデータセットから三次元の瞬間撮影が発生される。

【0021】

局所分解能は時間分解能の低減によって最適化可能である。例えば、診断のために、高められた局所分解能を有する瞬間撮影が必要である場合には、再構成のために、送信変換器として導通接続されるそれぞれ別の超音波変換器を使用してできるだけ短い時間連続で互いに直ぐに連続する複数の超音波測定からの、すなわちそれぞれ別のパースペクティブからの異なるデータセットも使用できる。しかし、この場合、被検胸部における非常に迅速に経過する現象は再構成において時間に起因する誤差影響として現れるかもしれない、必要ならば除去又は訂正しなければならない。しかし、時間に起因する大きな誤差影響は超音波測定の現実的な繰り返し周波数においては予期する必要はない。例えば、結合媒質及び胸部における約 1500 m/s の仮定された音波速度ならびに 0.50 m の最大伝播距離の場合には毎秒 2000 回の超音波測定の最大繰り返し周波数が実現可能である。

【0022】

比較的高い局所分解能のための更に別の方法は、被検胸部における所定の領域の分離を介して提供される。この所定の領域では縮小された時間窓における信号経過だけが評価され、すなわち、相応の比較的高い分解能でデータセットとして記録される。関心領域の座標を増幅器 15 への相応の制御信号へ変換することはコンピュータ 10 で行われる。

【0023】

時間経過の再構成のために超音波測定が時間的に予め選択可能な間隔で繰り返され、各データセットが固有の瞬間撮影の基礎である。フィルム投影の場合と同じように、時間経過は一連の再構成された瞬間撮影の表示によって視覚化される。

【0024】

10

20

30

40

50

詳細に言えば、被検胸部又は他の身体部位の三次元イメージの再構成は次ようなパターンに基づいて行われる。

【 0 0 2 5 】

まず最初に、音波パルスが部分球面波として胸部に照射され、これがこの胸部において様々な地点で例えば屈折、偏向又は反射によって散乱され、様々な受信器位置で測定される。次いで、測定空間における一定の音波速度の仮定の下で及び一次反射を専ら考慮することで、音波速度が決定される。この場合、散乱地点の全ての可能な位置は送信器及び受信器を囲む楕円上にあり、その寸法は送信器から楕円上の任意の地点を介して受信器までの測定された音波伝播時間によって決定される。散乱地点の精確な決定のために、異なる受信器による（同一の超音波パルスの）同時測定からの楕円が互いに重ね合わせられる。これらの楕円の交点が散乱地点であり、再構成のためにグレー又はカラーレベルを有するピクセルに割り当てられる。

10

【 0 0 2 6 】

複数の散乱地点の場合には、1つの受信変換器によって複数の超音波パルスが受信され、これら複数の超音波パルスがまたそれぞれ楕円を生成する。さもなければ、この場合被検胸部の三次元再構成のために同様にできるだけ多数の同時測定からの楕円が使用され、もとめられた散乱地点がグレー又はカラーレベルを有するピクセルに割り当てられる。ノイズ又は他の障害の除去のためには、この場合受信された超音波パルスの位相考察が適している。信号が絶対値としてではなくベクトルとして加算されるならば、例えばこの結果からノイズが平均化される。更に別の方法では再構成の際に受信された信号を振幅及び位相においてヒルベルト変換によって実信号成分及び虚信号成分に変換し、グレーレベルが個別信号のコヒーレントな加算を用いて決定される。

20

【 0 0 2 7 】

次いでピクセルが容器における各々可能な地点毎にもとめられたグレー又はカラーレベルによって再構成された三次元画像にまとめられる。

【 0 0 2 8 】

この場合、再構成の精確さは次のような影響によって向上する：

- 増幅器も結合媒質 6 及び被検胸部も線形システムとして記述される。

【 0 0 2 9 】

- 僅少な音波速度変化。

30

【 0 0 3 0 】

- 胸部の吸収率を計算で決定し、反射再構成法により補正する可能性。

【 0 0 3 1 】

- ホイヘンスの点光源としての散乱中心の記述。

【 0 0 3 2 】

実際には測定及び再構成過程は以下に記述されるステップで行われる（図 3 参照）。これに対する前提は、被検胸部 4 が容器 1 に挿入され、この容器 1 には胸部及び変換器を完全に浸すために十分な分量の結合媒質が入っていることである。

【 0 0 3 3 】

1 . 予備測定

40

予備測定では数回の測定によって容器 1 の中の胸部 4 の位置が結合媒質における皮膚の反射率を利用してもとめられる。次いでサブステップにおいて送信変換器から受信変換器までの既知の伝播路における伝播時間測定を介して結合媒質における温度に依存する音波速度がもとめられ、第 2 のサブステップにおいて胸部における音波速度がもとめられる。

【 0 0 3 4 】

2 . 測定

この場合、既に述べたように、測定過程が何回も予め選択された繰り返し周波数で実施される。この場合、容器 1 に設置された超音波変換器 2 が一部は送信変換器として導通接続されるが、しかし全てが受信変換器として導通接続される。この際、超音波パルスをできるだけ部分球面波として送信変換器又は相応に制御可能な変換器群によって容器に照射す

50

るようにつとめる。

【 0 0 3 5 】

3 . 対数増幅

測定の際に測定された測定信号は、伝播区間に依存する減衰に基づく受信超音波パルスの振幅差異の補償のためにアナログ的に対数増幅される。よって、アナログ対数増幅は、デジタル化（例として8ビットA/D変換器）における分解能を、従って測定のために用意すべきメモリ容量を制限することを可能にする。

【 0 0 3 6 】

4 . フィルタリング及び信号処理のパラメータ決定

予備測定の際にデータに基づいてコンピュータ10によって対応のフィルタ機能が増幅器15において活性化される。とりわけこのステップは、ピクセルラスタの選択による三次元再構成の分解能の決定ならびに再構成の際の伝播時間補正のためのこのラスタに結びつけられた音波速度テーブルの算出をも含む。再構成に必要な計算パワーの低減のために、結合媒質及び胸部に対してそれぞれ均一な音波速度をあてがうことが考えられる。さらに、このステップは必要な走査周波数の決定を含み、瞬間撮影の再構成のために同時的なデータセットが十分に足りている場合にはこの走査周波数は前述したように再構成に必要な分解能の低減によっても増大させることができる。

【 0 0 3 7 】

5 . 伝播時間及び位相の補正

このステップは温度変化に基づく結合媒質における伝播時間誤差及び位相誤差の補正に使用される。これは測定された信号の伸長又は圧縮によって行われる。

【 0 0 3 8 】

6 . 積み重ね (S t a p e l n) 及び振幅補正された画像計算

二重に生じる同一の個別データの除去を積み重ね (S t a p e l n) と呼ぶ。例えば、超音波パルスの測定される伝播時間は伝播方向には依存しない、つまり、2つの変換器の間の伝達関数はこれら2つの変換器のうちのどちらが受信変換器として及びどちらが送信変換器として使用されるかには依存しない。振幅補正の際には、ステップ3で示された減衰に依存する粗い補正に対する補正として、既存の誤差影響に関してより微細な調整が、有利にはアクティブな超音波変換器の放射特性に基づいて実施される。これに続いて、三次元イメージの再構成が個別測定毎の楕円の形成による前述のアルゴリズムによって行われる。

【 0 0 3 9 】

7 . 色値及び分解能の適応

このステップによって、再構成されるイメージの分解能が必要な程度にまで低減される。さらに、再構成の追加として、色値がより良好な表示可能性のために変更される。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】

超音波を使用するマンモグラフィーのための高分解能超音波トモグラフィの全体構成を示す。

【 図 2 】

概略的に高分解能超音波トモグラフィの任意の超音波変換器2の制御及び評価ユニット8のコンピュータ10への接続を示す。

【 図 3 】

三次元イメージの再構成のために必要な個々の処理ステップの概略図を示す。

【 符号の説明 】

- 1 上部開口容器
- 2 超音波変換器
- 3 患者用寝椅子
- 4 胸部
- 5 女性患者

10

20

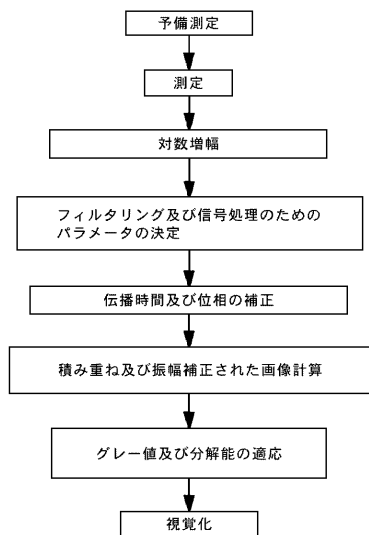
30

40

50

- 6 結合媒質
- 7 同軸ケーブル
- 8 制御及び評価ユニット
- 9 出力ユニット
- 10 コンピュータ
- 11 電子スイッチ
- 12 制御線路
- 13 パルスジェネレータ
- 14 タイマ
- 15 増幅器
- 16 作業メモリ
- 17 制御線路

【図3】



【国際公開パンフレット】

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
18. April 2002 (18.04.2002)

PCT

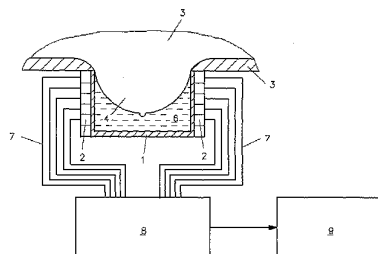
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 02/30288 A1

- (51) Internationale Patentklassifikation: A61B 8/08, 8/14 (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): FORSCHUNGSZENTRUM KARLSRUHE GMBH [DE/DE], Weberstr. 5, 76133 Karlsruhe (DE).
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP01/11735 (72) Erfinder; und (73) Erfinder/Anmelder (nur für US): STOTZKA, Rainer [DE/DE], Königsberger Str. 3, 76139 Karlsruhe (DE). KAISER, Werner, Alois [DE/DE], Bachstr. 18, 07740 Jena (DE). GEMMEKE, Hartmut [DE/DE], Tulpenweg 1, 76297 Stutensee (DE).
- (22) Internationales Anmeldedatum: 10. Oktober 2001 (10.10.2001)
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität: 100 50 232.6 11. Oktober 2000 (11.10.2000) DE (74) Gemeinsamer Vertreter: FORSCHUNGSZENTRUM KARLSRUHE GMBH; Stabsabteilung Patente und Lizenzen, Postfach 3640, 76021 Karlsruhe (DE).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: ULTRASONIC TOMOGRAPH

(54) Bezeichnung: ULTRASCHALLTOMOGRAPH



(57) Abstract: The invention relates to a high resolution ultrasonic tomograph operating according to transmission, diffusion and impulse-echo methods, comprising an open-topped container with ultra sonic transducers arranged in a fixed manner on the entire surface of the walls, said container containing a coupling medium, in addition to comprising a computer assisted control unit and evaluating unit with a working memory. The aim of the invention is to further develop the high resolution ultrasonic tomograph in such a way as to enable a distinct improvement of temporal resolution when reconstructing three dimensional images, even in real time, without reducing the precision of the image. According to the invention, the control unit and evaluating unit is connected to the ultrasonic transducers in such a manner that the ultrasonic signal emitted from at least one ultrasonic transducer is an ultrasonic impulse which is received by all the other ultrasonic transducers in parallel and amplified, filtered and digitalised as an electric signal and stored in the working memory as a data set.

(57) Zusammenfassung: Hochauflösender Ultraschalltomograph nach dem Transmissions-, Streuungs- und Impuls-Echo-Verfahren arbeitend, bestehend aus einem oben offenen Behälter mit an der Behälterwandung über die gesamte Wandungsfläche fest angeordneten Ultraschallwandlern, einem Ankopplungsmedium im Behälter, sowie einer rechnergestützten Steuer- und Auswerteeinheit mit Arbeitsspeicher. Aufgabe ist

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 02/30288 A1

WO 02/30288 A1



(81) Bestimmungsstaaten (*national*): JP, US.

— vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eintreffen

(84) Bestimmungsstaaten (*regional*): europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht

es, den hochauflösenden Ultraschalltomographen so weiterzuentwickeln, dass eine erhebliche Verbesserung der zeitlichen Auflösung bei der Rekonstruktion der dreidimensionalen Abbildung auch in Echtzeit ohne Abstriche bei Abbildungsgenauigkeit ermöglicht wird. Die Aufgabe wird gelöst, dass Steuer- und Auswerteeinheit mit den Ultraschallwandlern in der Art verschaltet ist, die von mindestens einem Ultraschallwandler ausgesendeten Ultraschallsignale ein Ultraschallimpuls ist, welcher von allen anderen Ultraschallwandlern parallel empfangen und als elektrische Signale verstärkt, gefiltert und digitalisiert und im Arbeitsspeicher als Datensatz abgespeichert wird.

WO 02/30288

- 1 -

PCT/EP01/11735

Ultraschalltomograph

Die Erfindung betrifft einen Ultraschall-Tomographen nach dem Transmissions-, Streuungs- und Impuls-Echo-Verfahren arbeitend für Gewebeuntersuchungen von Extremitäten insbesondere der weiblichen Brust und des männlichen Fortpflanzungsorgans.

In der Medizintechnik erhält die Ultraschalluntersuchung immer größere Bedeutung. Zum einen schädigt der Ultraschall im Gegensatz zur Durchleuchtung mittels Röntgenstrahlen das zu untersuchende Gewebe nicht. Zum andern können Gewebearten unterschieden werden, die anderen bildgebenden Verfahren, z. B. beim Röntgen, einen nur sehr geringen Kontrast hinterlassen.

Ein medizinisches Ultraschallgerät besteht im wesentlichen aus einem Schallkopf mit einer Anzahl von Ultraschallwandlern sowie einer Steuer- und Auswerteeinheit, welche die Steuerimpulse für die Ultraschallwandler aussendet sowie die an diesen empfangenen Messsignale als elektrische Signale aufnimmt, verstärkt und während der Messung zu Echtzeit-Abbildungen auf einem Bildschirm rekonstruiert. Die Komplexität einer derartigen Rekonstruktion in Echtzeit beschränkt dabei nicht nur die Anzahl der einzelnen Ultraschallwandler bei medizinische Ultraschallgeräten, sondern auch in erheblichen Maße Korrekturmöglichkeiten bei der Rekonstruktion. Zudem sind die Schallköpfe in der Regel nicht ortsfest, sondern werden manuell geführt. Diese Tatsachen schränken insbesondere die Möglichkeiten bei Kontrastmitteluntersuchungen bei der Ultraschall-Mamographie, bei denen es auf eine hohe örtlichen und zeitlichen Auflösung bei der Rekonstruktion ankommt erheblich ein. Eine zusätzliche Einschränkung ist die fehlende Reproduzierbarkeit.

In der US-4,478,083 wird ein System für die Ultraschallmamographie mit Hilfe des Impuls-Echo-Verfahrens beschrieben, bei welchem die weibliche Brust durch geeignete Weise in einen zylindrischen Behälter von oben eingeführt und positioniert ist. Auf der gesamten zylindrischen Wandungsfläche dieses Behälters sind

BESTÄTIGUNGSKOPIE

WO 02/30288

PCT/EP01/11735

- 2 -

gleichmäßig Ultraschallwandler fest angeordnet, wovon man ausgehen kann, dass die Hauptabstrahlrichtung eines jeden Ultraschallwandlers senkrecht von der Behälterwandung in das Behälterinnere ausgerichtet ist (vgl. Spalte 5, letzter Absatz). Zum Aufbau eines dreidimensionalen Abbildes der zu untersuchenden Brust wird eine Auswerteeinheit beschrieben, welche so verschaltet ist, dass die Bereiche der zu untersuchenden Brust definiert und nacheinander abgeschallt werden, wobei für jeden Impuls-Echo-Vorgang ausschließlich ein Wandler oder eine Wandlergruppe von Ultraschallwandlern sowohl für die Aussendung des Ultraschallimpulses als auch für den Empfang des Rückschallechos über einen elektronischen Schalter angewählt und das Rückschallecho über das Setzen von Zeitfenstern herausgefiltert wird.

Ferner wird in DE 28 27 423 A1 eine Vorrichtung zur Ermittlung der inneren Struktur eines Körpers mit Hilfe von Schallstrahlen beschrieben, bei dem der Körper in ein mit einem Ankopplungsmedium gefüllten Behälter eingebracht und in diesem mit dem Ultraschalltransmissionsverfahren durchschallt wird. Dabei wird von einem oder mehreren Ultraschallsendern ein Schallstrahl durch den Körper auf mindestens einen Ultraschallwandler als Empfänger geschickt, die Empfangssignale in einer Auswerteeinheit elektronisch weiterverarbeitet, gespeichert und anschließend die Verteilung des Schallbrechungsindex sowie des Absorptionskoeffizienten ermittelt. Parallel hierzu wird in der Auswerteeinheit anhand eines Punktrasters ein Modell des Körpers aufgebaut, welches mit den empirischen Messwerten verglichen wird, durch iterative Wiederholung der Schallmessung optimierbar ist und dadurch zu einzelne Querschnittsbilder weiterverarbeitbar wird. Bei einer vorgeschlagenen Ausführungsform sind die Schallwandler im Behälter in einer Matrix zylinderförmig angeordnet. Dabei müssen für eine Messung eine begrenzte Anzahl von Wandlern sowohl als Sender als auch als Empfänger durch einen elektronischen Schalter aktiviert werden, wobei für jeden aktiven Empfänger je ein nachfolgender Verstärker ggf. mit weiteren elektronischen Stufen (vgl. Seite 24, Absatz 2) vorgesehen ist. Mit dieser Anordnung

WO 02/30288

PCT/EP01/11735

- 3 -

sind zwar außer Transmissions-, Streuungs- auch Echo-Anteile der Ultraschallimpulse empfangbar, werden jedoch für die Auswertung nicht herangezogen.

Ähnlich hierzu wird auch bei der in US-5,673,697 beschriebenen Ultraschallvorrichtung für die Ermittlung dreidimensionaler Abbildungen ein Körper in einem Behälter mit an der gesamten Wandung fest angeordneten Ultraschallwandlern eingebracht und aus mindestens einem dieser Ultraschallwandler mit einer Ultraschallfrequenz zwischen 1 und 5 MHz beschallt. Dabei sind alle anderen Wandler als nacheinander über einen elektronischen Schalter durchschaltbare Empfänger einsetzbar, dessen Signale nacheinander für die weitere Verarbeitung verstärkt und aufgezeichnet werden. Für die Weiterverarbeitung werden dabei Laufzeit, Phase und Amplitude der empfangenen Ultraschallimpulse herangezogen. Dabei werden über die hieraus ermittelten Reflexionseigenschaften und Schallgeschwindigkeiten eine dreidimensionale Abbildung des Körpers generiert. Das System eignet sich jedoch nicht für eine Rekonstruktion von schnellen Abläufen, da die nicht simultane Aufzeichnung aller Empfänger die zeitliche Auflösbarkeit entscheidend einschränkt. In Folge dessen findet sich in dieser Druckschrift kein Hinweis auf eine Rekonstruktionsmöglichkeit von zeitlichen Abläufen im Körper in Echtzeit.

Aufgabe der Erfindung ist es, einen hochauflösenden Ultraschalltomographen gemäß des zuletzt genannten Standes der Technik so weiterzuentwickeln, dass eine erhebliche Verbesserung der zeitlichen Auflösung bei der Rekonstruktion der dreidimensionalen Abbildung auch in Echtzeit ohne Abstriche bei Abbildungsgenauigkeit ermöglicht wird.

Die Aufgabe wird durch einen hochauflösenden Ultraschalltomographen nach Anspruch 1 gelöst. Bevorzugte Ausgestaltungen des Ultraschalltomographen sind Gegenstand der Unteransprüche.

Erfindungsgemäß werden die von einem oder einer Gruppe von Ultraschallwandlern erzeugten Impulse von allen, auch von den als

WO 02/30288

- 4 -

PCT/EP01/11735

Sender geschalteten Ultraschallwandlern, zeitgleich aufgenommen und als Messsignale für jeden Ultraschallwandler separat nach Durchlauf durch einen Verstärker, die erforderlichen Filter sowie einen A/D-Wandler in einem Arbeitsspeicher abgespeichert werden. Somit lassen sich einerseits allein mit einem Ultraschallimpuls ein ganzer Datensatz zeitgleicher Daten herstellen, andererseits durch unmittelbare Wiederholung des Messvorganges mit anderen angewählten Ultraschallwandlern als Sender für den Impuls, d. h. aus einer geänderten Perspektive, in möglichst kurzen Zeitabständen weitere Datensätze generieren, welche aufgrund der kurzen Wiederholungsfolge bei Tolerierung geringer Zeitfehler auch untereinander korrelierbar sind.

Beispielsweise lassen sich dadurch im Rahmen einer ultraschallgestützten Mammographie dynamische Kontrastmitteluntersuchungen mit hoher zeitlichen und örtlichen Auflösung anhand einer dreidimensionalen Darstellung der weiblichen Brust rekonstruieren und auswerten.

Der erfindungsgemäße hochauflösende Ultraschalltomograph wird im folgenden anhand von Figuren näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 den Gesamtaufbau des hochauflösenden Ultraschalltomographen für die ultraschallgestützte Mammographie,

Fig. 2 schematisch die Verschaltung eines beliebigen Ultraschallwandlers 2 des hochauflösenden Ultraschalltomographs an den Rechner 10 der Steuer- und Auswerteeinheit 8,

Fig. 3 ein Übersicht über die einzelnen Verarbeitungsschritte, welche zur Rekonstruktion einer dreidimensionalen Abbildung erforderlich sind.

Fig. 1 zeigt als Ausführungsbeispiel den Gesamtaufbau des hochauflösenden Ultraschalltomographen zur Durchführung einer Mammographie. Er besteht aus einem zylindrischen, oben offenen Behälter 1, auf dessen gesamte zylinderförmigen Mantelfläche Ultra-

WO 02/30288

PCT/EP01/11735

- 5 -

schallwandler 2 angebracht sind. Die offene Seite des Behälters ist für den genannten Einsatzzweck bündig in eine Öffnung in einer Patientenliege 3 eingesetzt, wobei während der Mammographie eine Brust 4 der bäuchlings auf der Patientenliege 3 liegenden Patientin 5 in den Behälter 1 hineinhängt. Für eine verlustarme Übertragung der Ultraschallsignale von den Ultraschallwandlern 2 in die Brust 4 und zurück befindet sich in dem Behälter 1 ein Ankopplungsmedium 6, vorzugsweise ein Gel oder eine Flüssigkeit, welche die zu untersuchende Brust 4 und die Ultraschallwandler 2 benetzt.

Jeder der vorhandenen Ultraschallwandler 2 ist autark, beispielsweise einzeln über je eine geeignete Koaxialleitung 7 an eine rechnergestützte Steuer- und Auswerteeinheit 8 mit Arbeitsspeicher angeschlossen. Die Steuer- und Auswerteeinheit 8 ist zur bildgebenden Ausgabe einer Rekonstruktion der Brust 4 mit einer Ausgabeeinheit 9, vorzugsweise einem Monitor ausgestattet.

Fig. 2 zeigt die Verschaltung eines beliebigen Ultraschallwandlers 2 mit dem Rechner 10 der Steuer- und Auswerteeinheit 8. Dabei ist der Ultraschallwandler mit der Koaxialleitung 7 an einem elektronischen Schalter 11 angeschlossen, mit welchem der Ultraschallwandler 2 entweder als Empfangswandler oder als Sendewandler aktiviert und durchschaltbar ist. Das entsprechende Schaltsignal erhält der Schalter 11 dabei direkt über eine Steuerleitung 12 vom Rechner 10.

Ist der Ultraschallwandler 2 als Sendewandler aktiviert, erhält dieser von einem Impulsgenerator 13, welcher von einem Timer 14 im Rechner angetriggert wird, einen elektrischen Impuls, welcher von diesem als Stoßwelle in der Eigenfrequenz des Ultraschallwandlers in das Ankopplungsmedium eingeschallt wird.

Ist der Ultraschallwandler 2 als Empfangswandler aktiviert, wird das empfangene Signal vom Schalter 11 auf einen Verstärker 15, in dem das Signal verstärkt, gefiltert und digitalisiert wird

WO 02/30288

PCT/EP01/11735

- 6 -

und als digitale Daten zu dem Arbeitsspeicher 16 des Rechners weitergeleitet wird. Im Arbeitsspeicher 16 erfolgt dann Abspeicherung aller zeitgleichen Daten von den als Empfangswandler aktivierten Ultraschallwandler als Datensatz. Die Filterung der Signale im Verstärker dient vorzugsweise der Herausfilterung von Untergrundrauschen oder Störsignale mittels Frequenzfilter sowie der Selektierung der Signale z. B. durch Setzen eines Zeitfensters, wobei die Filtereigenschaften als Befehle vom Rechner 10 über eine Steuerleitung 17 auf den Verstärker 15 übermittelt werden.

Bei einer Ultraschallmessung bei einer Mammographie wird ein von den durchgeschalteten Sendewandlern ausgesendeten Ultraschallimpuls also von allen aktiven Empfangswandler empfangen und aufbereitet in Form digitaler Daten in einem Datensatz im Arbeitsspeicher gespeichert. Aus den einzelnen Daten der Datensätze erfolgt im Rechner die Rekonstruktion der dreidimensionalen Darstellung der untersuchten Brust. Dabei wird aus einem Datensatz eine dreidimensionale Momentaufnahme erzeugt.

Eine lokale Auflösung ist durch eine Reduzierung der zeitlichen Auflösung optimierbar. Ist beispielsweise für eine Diagnose eine Momentaufnahme mit erhöhter lokalen Auflösung erforderlich, sind für die Rekonstruktion auch verschiedene Datensätze aus mehreren, jedoch in möglichst kurzer Zeitfolge unmittelbar aneinander anschließenden Ultraschallmessungen unter Verwendung jeweils anderer, als Sendewandler durchgeschaltete Ultraschallwandler, d. h. jeweils aus einer anderen Perspektive, heranziehbar. Sehr schnell ablaufende Phänomene in der zu untersuchende Brust können dabei jedoch als zeitlich bedingte Fehlereinflüsse in einer Rekonstruktion führen und müssen bei Bedarf eliminiert oder korrigiert werden. Große zeitbedingte Fehlereinflüsse sind bei realistischen Wiederholungsfrequenzen der Ultraschallmessungen jedoch nicht zu erwarten. Beispielsweise ist bei einer angenommenen Schallgeschwindigkeit im Ankopplungsmedium und in der Brust von ca. 1500 m/s sowie einer maximalen Lauflänge eines Ultraschallimpulses im Behälter von 0,50 m eine maximale Wiederho-

WO 02/30288

PCT/EP01/11735

- 7 -

lungsfrequenz von 2000 Ultraschallmessungen pro Sekunde realisierbar.

Eine weitere Möglichkeit für eine höhere lokale Auflösung bietet sich über eine Separierung eines bestimmten Bereiches in der zu untersuchenden Brust an, bei dem nur der Signalverlauf in einem reduzierten zeitlichen Fenster, ausgewertet wird, d. h. mit einer entsprechend höheren Auflösung als Datensatz aufzeichnenbar ist. Die Umwandlung der Koordinaten des interessierenden Bereichs in entsprechende Steuersignale an den Verstärker 15 erfolgt im Rechner 10.

Für die Rekonstruktion von zeitlichen Abläufen sind Ultraschallmessungen in zeitlich vorwählbaren Abständen zu wiederholen, wobei jeder Datensatz die Basis einer eigenen Momentaufnahme darstellt. Ähnlich wie bei einer Filmprojektion lässt sich der zeitliche Ablauf durch Darstellung einer Folge von rekonstruierter Momentaufnahmen visualisieren.

Im Einzelnen erfolgt die Rekonstruktion einer dreidimensionalen Abbildung der untersuchten Brust oder eines anderen Körperteils anhand des folgenden Schemas.

Zunächst wird dabei ausgegangen, dass ein Schallimpuls als Teil-
kugelwelle in die Brust eingestrahlt wird, dieser in der Brust
an verschiedenen Punkten beispielsweise durch Brechung, Ablen-
kung oder Reflexion gestreut wird, und an verschiedenen Empfän-
gerpositionen gemessen wird. Im Anschluss wird unter der Annahme
konstanter Schallgeschwindigkeit im Messraum und unter
ausschließlicher Berücksichtigung von Reflexionen 1. Ordnung die
Schallgeschwindigkeit bestimmt. Dabei liegen alle möglichen Po-
sitionen der Streupunkte auf einer Ellipse um den Sender und den
Empfänger, dessen Abmessungen durch die gemessene Schalllaufzeit
vom Sender über einen beliebigen Punkt auf der Ellipse zum
Empfänger bestimmt wird. Zur genauen Bestimmung eines Streu-
punktes werden die Ellipsen aus zeitgleichen Messungen (gleicher
Ultraschallimpuls) mit verschiedenen Empfängern übereinanderge-

WO 02/30288

- 8 -

PCT/EP01/11735

legt, wobei die Schnittpunkte der Ellipsen die Streupunkte darstellen und für die Rekonstruktion einem Pixel mit einer Grau- oder Farbstufe zugeordnet werden.

Im Falle mehrerer Streupunkte werden von einem Empfangswandler auch mehrere Ultraschallimpulse empfangen, welche wiederum jeweils eine Ellipse generieren. Ansonsten werden hier für die dreidimensionale Rekonstruktion der untersuchten Brust ebenfalls die Ellipsen aus einer möglichst großen Anzahl zeitgleicher Messungen herangezogen und die ermittelten Streupunkte einem Pixel mit einer Grau- oder Farbstufe zugeordnet. Für eine Eliminierung von Rauschen oder anderen Störungen eignet sich dabei eine Phasenbetrachtung der empfangenen Ultraschallimpulse. Werden die Signale nicht als Absolutwerte summiert, sondern als Vektoren, mittelt sich beispielsweise ein Rauschen aus dem Ergebnis heraus. Eine weitere Möglichkeit bietet bei einer Rekonstruktion die Transformation eines empfangenen Signals in Amplitude und Phase mit Hilfe einer Hilberttransformation in eine reale und einen imaginäre Signalkomponente, wobei sich die Graustufen mittels kohärenten Addition der Einzelsignale bestimmen lassen.

Die Pixel werden dann für jeden möglichen Punkt im Behälter mit den ermittelten Grau- oder Farbstufen zu einem rekonstruierten, dreidimensionalen Bild zusammengesetzt.

Die Präzision der Rekonstruktion wird dabei durch folgende Einflüsse begünstigt:

- Sowohl die Verstärker als auch das Ankopplungsmedium 6 und die zu untersuchende Brust lassen sich als lineare Systeme beschreiben.
- Geringe Schallgeschwindigkeitsvariation.
- Die Möglichkeit das Absorptionsvermögen der Brust rechnerisch zu bestimmen und durch die Reflexionsrekonstruktionsverfahren zu korrigieren.
- Beschreibung der Streuzentren als Huygensche Punktquellen.

WO 02/30288

- 9 -

PCT/EP01/11735

In der Praxis erfolgt der Mess- und Rekonstruktionsvorgang mit den im Folgenden beschriebenen Schritten (vgl. Fig. 3). Voraussetzung hierfür ist, dass die zu untersuchende Brust 4 in das Gefäß 1 eingeführt und in diesem eine genügende Menge des Ankopplungsmediums für die vollständige Benetzung der Brust und der Wandler enthalten ist.

1. Vormessung

Bei der Vormessung wird mit wenigen Messungen die Position der Brust 4 im Gefäß 1 unter Ausnutzung des Reflexionsvermögens der Haut im Ankopplungsmedium ermittelt. In einem Unterschritt wird dann über eine Laufzeitmessung bei bekanntem Laufweg vom Sendewandler zum Empfangswandler die temperaturabhängige Schallgeschwindigkeit im Ankopplungsmedium und in einem zweiten Unterschritt die Schallgeschwindigkeit in der Brust ermittelt.

2. Messung

Hierbei wird, wie zuvor beschrieben, der Messvorgang mehrfach mit einer vorgewählten Wiederholungsfrequenz durchgeführt. Dabei sind die im Gefäß 1 installierten Ultraschallwandler 2 zum Teil entweder als Sendewandler, jedoch komplett als Empfangswandler durchgeschaltet, wobei angestrebt wird, den Ultraschallimpuls möglichst als Teilkugelwelle durch einen Sendewandler oder einer entsprechend ansteuerbaren Wandlergruppe in das Gefäß einzuschallen.

3. Logarithmische Verstärkung

Während der Messungen werden die gemessenen Messsignale zur Kompensierung von Amplitudenunterschied der empfangenen Ultraschallimpulse aufgrund laufstreckenabhängiger Dämpfung analog logarithmisch verstärkt. Die analoge logarithmische Verstärkung ermöglicht es also, die Auflösung bei der Digitalisierung (im Beispiel ein 8 Bit A/D-Wandler) und damit die für die Messung bereitzustellende Speicherkapazität zu begrenzen.

4. Parameter der Filterung und Signalverarbeitung festlegen
Basierend auf den Daten der Vormessung werden durch den Rechner 10 entsprechende Filterfunktionen im Verstärker 15 aktiviert. Insbesondere enthält dieser Schritt auch die Festlegung des Auflösungsvermögens der dreidimensionalen Rekonstruktion durch Wahl des Pixelrasters sowie die Ermittlung einer an dieses Raster gebundene Schallgeschwindigkeitstabelle für die Laufzeitkorrektur bei der Rekonstruktion. Für eine Reduzierung der für die Rekonstruktion erforderlichen Rechenleistung bietet sich an, für das Ankopplungsmedium und für die Brust jeweils eine einheitliche Schallgeschwindigkeit anzusetzen. Ferner enthält dieser Schritt eine Festlegung der erforderlichen Abtastfrequenz, wobei diese, wie zuvor beschrieben, auch durch eine Herabsetzung der für die Rekonstruktion erforderlichen Auflösung dann vergrößerbar ist, wenn für die Rekonstruktion einer Momentaufnahme ein zeitgleicher Datensatz ausreicht.

5. Laufzeit- und Phasenkorrektur

Dieser Schritt dient der Korrektur von Laufzeit- und Phasenfehler im Ankopplungsmedium aufgrund von Temperaturänderungen. Dies geschieht durch Dehnung oder Stauchung der gemessenen Signale.

6. Stapeln und amplitudenkorrigierte Bildberechnung

Als Stapeln bezeichnet man eine Eliminierung doppelt auftretender identischer Einzeldaten. Beispielsweise ist die gemessene Laufzeit eines Ultraschallimpuls unabhängig von der Ausbreitungsrichtung, d. h. die Übertragungsfunktion zwischen zwei Wandlern ist unabhängig davon, welcher der zwei Wandler als Empfangswandler und welcher als Sendewandler eingesetzt wird. Bei einer Amplitudenkorrektur wird in Ergänzung zu der in Schritt 3 dargestellten dämpfungsabhängigen groben Korrektur eine feinere Abstimmung hinsichtlich vorhandener Fehlereinflüsse, vorzugsweise basierend auf das Abstrahlverhalten der aktiven Ultraschallwandler, durchgeführt. Im Anschluss daran erfolgt die Rekonstruktion der dreidimensionalen Abbildung mit Hilfe des zu-

WO 02/30288

- 11 -

PCT/EP01/11735

vor beschriebenen Algorithmus durch Bildung einer Ellipse pro Einzelmessung.

7. Anpassung von Farbwerten und Auflösung

Durch diesen Schritt wird die Auflösung des rekonstruierten Ab-
bildes auf ein erforderliches Maß reduziert. Ferner lassen sich
im Nachgang einer Rekonstruktion die Farbwerte für eine bessere
Darstellbarkeit ändern.

WO 02/30288

- 12 -

PCT/EP01/11735

Bezugszeichenliste

- 1 Behälter
- 2 Ultraschallwandler
- 3 Patientenliege
- 4 Brust
- 5 Patientin
- 6 Ankopplungsmedium
- 7 Koaxialleitung
- 8 Steuer- und Auswerteeinheit
- 9 Ausgabeeinheit
- 10 Rechner
- 11 Elektronischer Schalter
- 12 Steuerleitung
- 13 Impulsgenerator
- 14 Timer
- 15 Verstärker
- 16 Arbeitsspeicher
- 17 Steuerleitung

Patentansprüche:

1. Hochauflösender Ultraschalltomograph nach dem Transmissions-Streuungs- und Impuls-Echo-Verfahren für Gewebeuntersuchungen von Körperteilen und insbesondere der weiblichen Brust, bestehend aus einem oben offenen Behälter, in den der zu untersuchende Körperteil eingeführt wird, mit an der Behälterwandung über die gesamte Wandungsfläche fest angeordneten Ultraschallwandlern, deren Hauptabstrahlrichtung jeweils senkrecht von der Wandungsfläche in das Behälterinnere ausgerichtet ist, eines Ankopplungsmediums, welches im Behälter eingefüllt den zu untersuchenden Körperteil benetzt und der Ankopplung und Übertragung der Ultraschallsignale zwischen Ultraschallwandlern und der zu untersuchenden Extremität dient, sowie einer rechnergestützten Steuer- und Auswerteeinheit mit Arbeitsspeicher, welcher mit den Ultraschallwandlern im offenen Behälter in der Art verschaltet ist, dass
 - a) eine beliebige Anzahl der Ultraschallwandler sowohl als Sender als auch als Empfänger über einen elektronischen Schalter anwählbar sind,
 - b) die von den angewählten Empfängern empfangenen Signale als elektrische Signale verstärkt, gefiltert und digitalisiert und im Arbeitsspeicher als Daten abgespeichert werden,
 - c) aus den im Arbeitsspeicher abgelegten Daten die Schalllaufzeiten und über diese und die geometrischen Verhältnisse die einzelnen Schallgeschwindigkeiten ermittelt sowie durch eine rechnerische Aufteilung des Behältervolumens in zahlreiche Bereiche sowie geeignete Korrelation verschiedener Datensätze die Schallgeschwindigkeiten in den einzelnen Bereichen berechnet werden,
 - d) mit den Schallgeschwindigkeiten in den einzelnen Bereichen sowie der Amplitude und dem Phasenverlauf der empfangenen Signale alle möglichen Reflexionspunkte in dem Behälter berechnet werden, sowie

WO 02/30288

- 14 -

PCT/EP01/11735

- e) die Signale als Daten für die möglichen Reflexionspunkte aus allen Messungen für jeden Punkt im Behälter aufsummiert werden, hieraus für jeden Punkt eine der Höhe des Summenwertes entsprechender Farbwert zugeordnet und diese je nach gewünschter Auflösung je mindestens einem Pixel in der dreidimensionalen Rekonstruktion zugeordnet wird,
gekennzeichnet dadurch, dass
 - f) die von den Sendern ausgesendeten Ultraschallsignale ein Ultraschallimpuls ist, welcher von allen Empfängern parallel empfangen und als elektrische Signale verstärkt, gefiltert und digitalisiert und im Arbeitsspeicher als Datensatz abgespeichert wird.
2. Hochauflösender Ultraschalltomograph nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die rechnergestützte Steuer- und Auswerteeinheit mit Arbeitsspeicher mit den Ultraschallwandlern im offenen Behälter in der Art verschaltet ist, dass alle Ultraschallwandler als Empfänger aktiviert sind.
3. Hochauflösender Ultraschalltomograph nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die rechnergestützte Steuer- und Auswerteeinheit mit Arbeitsspeicher mit den Ultraschallwandlern im offenen Behälter in der Art verschaltet ist, dass der Messvorgang in möglichst kurzer zeitlicher Folge mit jeweils einem anderen Ultraschallwandler oder -wandlergruppe wiederholt wird, dabei je Messvorgang ein Datensatz generiert wird, wobei bei Verwendung mehrerer Datensätze für die dreidimensionale Rekonstruktion diese eine mit zunehmender Wiederholfrequenz die Datensätze zunehmende zeitliche Auflösung aufweist.
4. Hochauflösender Ultraschalltomograph nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die rechnergestützte Steuer- und Auswerteeinheit mit Arbeitsspeicher mit den Ultraschallwandlern im offenen Behälter in der Art verschaltet ist, dass bei der Ermittlung der Farbwerte in der

WO 02/30288

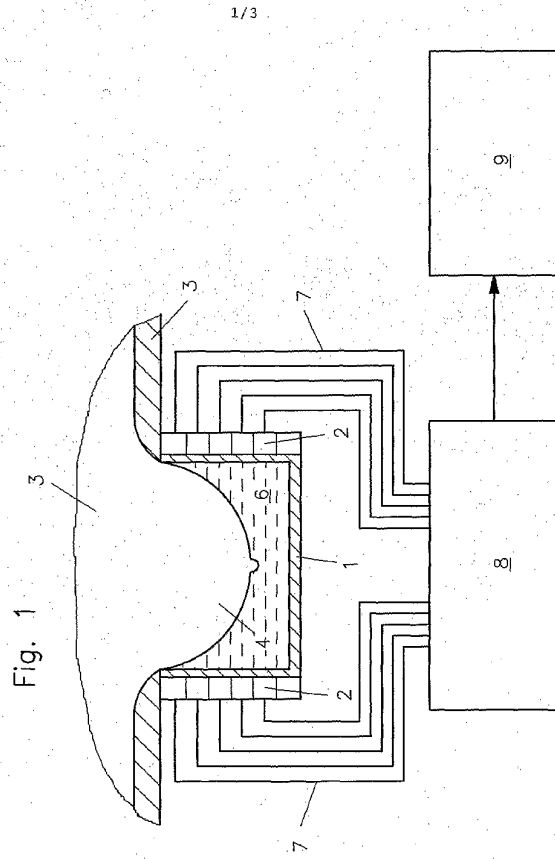
PCT/EP01/11735

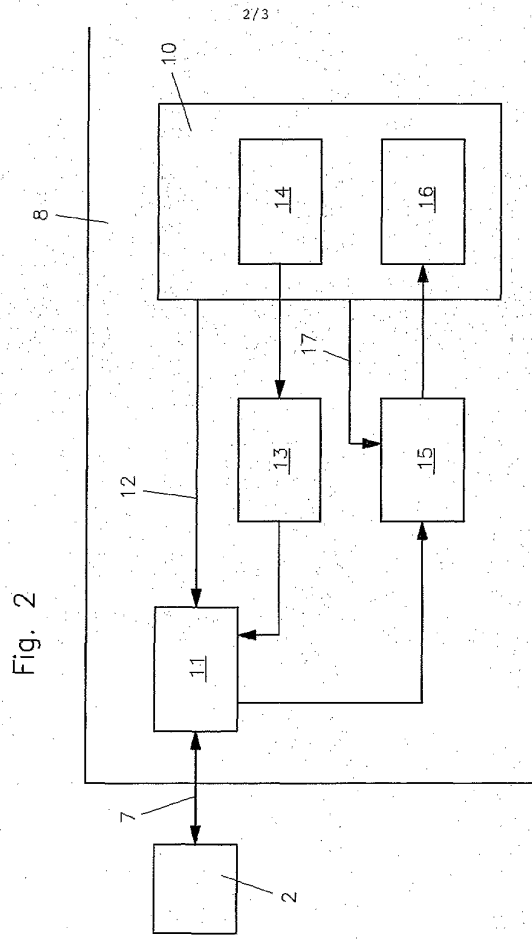
- 15 -

Rekonstruktion die Amplitude und die Phase eines Signals mit Hilfe einer Hibertrtransformation in eine reale und einen imaginäre Signalkomponente transformiert und die Graustufen mittels kohärente Addition der Einzelsignale bestimmt werden.

WO 02/30288

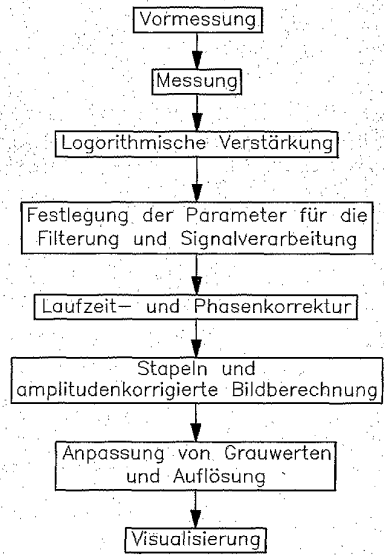
PCT/EP01/11735





3/3

Fig. 3



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PCT/EP 01/11735
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B8/08 A61B8/14		
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 A61B G01S		
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 used, where practical, search terms used) EP0-Internal, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 673 697 A (PERLEBERG GILBERT F ET AL) 7 October 1997 (1997-10-07) cited in the application column 3, line 32 - line 42; claims; figures	1-3
A	DE 28 27 423 A (PHILIPS PATENTVERWALTUNG) 10 January 1980 (1980-01-10) cited in the application page 26, line 1 - line 11 page 28, line 21 - page 29, line 1; figures 2, 4, 9, 10	1-3
A	US 4 075 883 A (GLOVER GARY H) 28 February 1978 (1978-02-28) column 6, line 29 - column 7, line 36; figures	1-3
	-/--	
<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 but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 15 February 2002		Date of mailing of the international search report 21/02/2002
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 5200 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 940-2040, Tx. 91 651 epo nl, Fax: (+31-70) 940-2016		Authorized officer Manschot, J

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

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PCT/EP 01/11735
C. (Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP 0 782 099 A (GEN ELECTRIC) 2 July 1997 (1997-07-02) abstract	4

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

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.
PCT/EP 01/11735

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5673697	A	07-10-1997	NONE
DE 2827423	A	10-01-1980	DE 2827423 A1 10-01-1980 AU 521485 B2 01-04-1982 AU 4813679 A 03-01-1980 BE 877128 A1 20-12-1979 CA 1126850 A1 29-06-1982 ES 481705 A1 01-07-1980 FR 2434391 A1 21-03-1980 GB 2023830 A ,B 03-01-1980 IT 1121839 B 23-04-1986 JP 3019504 B 15-03-1991 JP 55002497 A 09-01-1980 NL 7904819 A 28-12-1979 SE 7905390 A 23-12-1979 US 4279157 A 21-07-1981
US 4075883	A	28-02-1978	DE 2737109 A1 02-03-1978 FR 2361860 A1 17-03-1978 GB 1584415 A 11-02-1981 JP 53034387 A 30-03-1978
EP 0782099	A	02-07-1997	US 5841889 A 24-11-1998 EP 0782099 A2 02-07-1997 JP 9289988 A 11-11-1997

Formblatt PCT/ISA/210 (Blatt 2) (Juli 1992)

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT		Internationales Aktenzeichen PCT/EP 01/11735
C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Beitr. Anspruch Nr.
A	EP 0 782 099 A (GEN ELECTRIC) 2. Juli 1997 (1997-07-02) Zusammenfassung	4

Formblatt PCT/ISA210 (Fortsetzung von Blatt 2) (Juli 1992)

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP 01/11735

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 5673697	A	07-10-1997	KEINE
DE 2827423	A	10-01-1980	DE 2827423 A1 10-01-1980 AU 521485 B2 01-04-1982 AU 4813679 A 03-01-1980 BE 877128 A1 20-12-1979 CA 1126850 A1 29-06-1982 ES 481705 A1 01-07-1980 FR 2434391 A1 21-03-1980 GB 2023830 A , B 03-01-1980 IT 1121839 B 23-04-1986 JP 3019504 B 15-03-1991 JP 55002497 A 09-01-1980 NL 7904819 A 28-12-1979 SE 7905390 A 23-12-1979 US 4279157 A 21-07-1981
US 4075883	A	28-02-1978	DE 2737109 A1 02-03-1978 FR 2361860 A1 17-03-1978 GB 1584415 A 11-02-1981 JP 53034387 A 30-03-1978
EP 0782099	A	02-07-1997	US 5841889 A 24-11-1998 EP 0782099 A2 02-07-1997 JP 9289988 A 11-11-1997

Formblatt PCT/ISA210 (Anhang Patentfamilie)(Juli 1997)

フロントページの続き

(74)代理人 230100044

弁護士 ラインハルト・アインゼル

(72)発明者 ライナー シュトツカ

ドイツ連邦共和国 カールスルーエ ケーニガースベルガー シュトラーセ 3

(72)発明者 ヴェルナー アロイス カイザー

ドイツ連邦共和国 イェーナ バッハシュトラーセ 1 8

(72)発明者 ハルトムート ゲメケ

ドイツ連邦共和国 シュトゥーテンゼー トウルペンヴェーク 1

F ターム(参考) 4C601 BB03 DD08 DD20 DD21 DE18 EE08 GA03 GC02 GC10 HH04

HH13 HH38 JB19 JB33 JB52 JB60 KK02 KK03 LL02

专利名称(译)	超声波断层扫描仪		
公开(公告)号	JP2004520094A	公开(公告)日	2004-07-08
申请号	JP2002533737	申请日	2001-10-10
[标]申请(专利权)人(译)	卡尔斯鲁厄研究中心有限公司		
申请(专利权)人(译)	文件夹顺集团曾托时间卡尔斯鲁厄GESELLSCHAFT手套Beshurenkuteru有限公司		
[标]发明人	ライナーシュツカ ヴェルナーアロイスカイザー ハルトムートゲメケ		
发明人	ライナー シュツカ ヴェルナー アロイス カイザー ハルトムート ゲメケ		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B8/14 A61B8/406		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD08 4C601/DD20 4C601/DD21 4C601/DE18 4C601/EE08 4C601/GA03 4C601/GC02 4C601/GC10 4C601/HH04 4C601/HH13 4C601/HH38 4C601/JB19 4C601/JB33 4C601/JB52 4C601/JB60 4C601/KK02 4C601/KK03 4C601/LL02		
代理人(译)	矢野俊夫		
优先权	10050232 2000-10-11 DE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种通过透射，散射和脉冲回波方法操作的高分辨率超声波断层扫描仪，包括上部开口容器，该上部开口容器具有固定地布置在容器壁上的壁表面上的超声换能器，容器中的耦合介质，一种具有存储器的计算机辅助控制和评估单元。本发明的一个目的是开发一种高分辨率超声波断层扫描仪，以便在不降低图像精度的情况下实时重建三维图像的情况下可以大大提高时间分辨率。此问题，控制和评估单元被连接到超声换能器，从至少一个超声换能器发射的超声波信号是超声波脉冲，该超声波脉冲的所有其他超声换能器并行地，作为电信号放大，滤波和数字化被塔尔减少是通过如在工作存储器中的数据组进一步被存储的解决。

