

(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2004-514461
(P2004-514461A)

(43) 公表日 平成16年5月20日(2004.5.20)

(51) Int.Cl.⁷
A61B 8/00

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C301
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 103 頁)

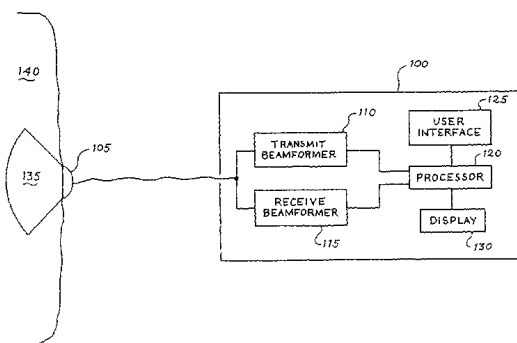
(21) 出願番号	特願2001-557472(P2001-557472)	(71) 出願人	394007001 アキューソン コーポレイション アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94 039-7393 マウンテン ヴィュー チャールストン ロード 1220
(86) (22) 出願日	平成13年2月2日(2001.2.2)	(74) 代理人	100059959 弁理士 中村 稔
(85) 翻訳文提出日	平成14年8月1日(2002.8.1)	(74) 代理人	100067013 弁理士 大塚 文昭
(86) 国際出願番号	PCT/US2001/003534	(74) 代理人	100082005 弁理士 熊倉 禎男
(87) 国際公開番号	W02001/058357	(74) 代理人	100065189 弁理士 穴戸 嘉一
(87) 国際公開日	平成13年8月16日(2001.8.16)	(74) 代理人	100096194 弁理士 竹内 英人
(31) 優先権主張番号	09/501,443		
(32) 優先日	平成12年2月10日(2000.2.10)		
(33) 優先権主張国	米国(US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療診断用超音波イメージングシステム及び被送信超音波ビームの音響出力パラメータを決定する方法

(57) 【要約】

記述される好ましい実施の形態は、医療診断超音波イメージングシステム(100)、及び被送信超音波ビームの音響出力パラメータを決定する方法を提供する。一つの好ましい実施の形態では、超音波システム(100)は、超音波イメージングシステムの動作パラメータを自動的に調整することによって、選択された領域における被送信超音波ビームの指定された音響出力パラメータを達成する。更に別の好ましい実施の形態では、被送信超音波ビームのピーク音響出力パラメータをその中に含まない領域が超音波イメージ内に選択され、決定された音響出力パラメータの指示が供給される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波イメージを生成するように動作し、且つ超音波ビームを送信するように動作するトランスデューサを備えている医療診断用超音波イメージングシステムと共に使用され、前記超音波イメージ内のユーザが選択した領域における被送信超音波ビームの音響出力パラメータを決定する方法において、

(a) 医療診断用超音波イメージングシステムのトランスデューサから超音波ビームを送信するステップと、

(b) 前記医療診断用超音波イメージングシステムを用いて超音波イメージを生成するステップと、

(c) 前記超音波イメージ内の領域の選択をユーザから受けるステップと、

(d) 前記ユーザが選択した領域における被送信超音波ビームの音響出力パラメータを決定するステップと、

を含むことを特徴とする方法。

10

【請求項 2】

(e) 前記決定された音響出力パラメータの指示を供給するステップ、
を更に含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記ステップ (e) は、前記決定された音響出力パラメータを表示することからなることを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

20

【請求項 4】

前記ユーザが選択した領域は、単一の点からなることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記ユーザが選択した領域は複数の点からなり、前記ステップ (d) は、前記複数の各点毎にそれぞれの音響出力パラメータを決定することからなることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

(e) 前記複数の点のための前記決定された音響出力パラメータの指示を供給するステップ、

を更に含むことを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

30

【請求項 7】

前記ステップ (e) は、前記複数の点のための前記決定された音響出力パラメータの等圧線表現を供給することからなることを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記ステップ (e) は、前記複数の点のための前記決定された音響出力パラメータのマップ表現を供給することからなることを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 9】

前記ステップ (e) は、前記複数の点のための前記決定された音響出力パラメータのグレースケールマップ表現を供給することからなることを特徴とする請求項 8 に記載の方法。

40

【請求項 10】

前記ステップ (e) は、前記複数の点のための前記決定された音響出力パラメータのカラーマップ表現を供給することからなることを特徴とする請求項 8 に記載の方法。

【請求項 11】

(e) 前記複数の点のための前記決定された音響出力パラメータの分布を決定するステップ、

を更に含むことを特徴とする請求項 5 に記載の方法。

【請求項 12】

(f) 前記複数の点のための前記決定された音響出力パラメータの前記決定された分布の指示を供給するステップ、

50

を更に含むことを特徴とする請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記ステップ (f) は、前記複数の点のための前記決定された音響出力パラメータを表示することからなることを特徴とする請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 4】

(e) 前記医療診断用超音波イメージングシステムの動作パラメータを自動的に調整することによって、前記ユーザが選択した領域において被送信超音波ビームの指定された音響出力パラメータを達成するステップ、
を更に含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 1 5】

(e) 前記被送信超音波ビームの音響減衰を決定するステップと、
(f) 前記決定された音響出力パラメータを、前記決定された音響減衰に関して補正するステップと、
を更に含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 1 6】

前記音響出力パラメータは音響モデルを使用して決定され、前記音響モデルを、異なる非線形レスポンスレベルを有するコントラスト剤の生体内測定を用いて較正するステップを更に含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 1 7】

超音波イメージを生成するように動作し、且つ超音波ビームを送信するように動作するトランスデューサを備えている医療診断用超音波イメージングシステムと共に使用され、前記超音波イメージ内の選択された領域において被送信超音波ビームの指定された音響出力パラメータを達成する方法において、

20

(a) 医療診断用超音波イメージングシステムのトランスデューサから超音波ビームを送信するステップと、

(b) 前記医療診断用超音波イメージングシステムを用いて超音波イメージを生成するステップと、

(c) 前記超音波イメージ内にある領域を選択するステップと、

(d) 前記医療診断用超音波イメージングシステムの動作パラメータを自動的に調整することによって、前記選択された領域において被送信超音波ビームの指定された音響出力パラメータを達成するステップと、

30

を含むことを特徴とする方法。

【請求項 1 8】

前記ステップ (c) は、前記超音波イメージ内のある領域を自動的に選択することからなることを特徴とする請求項 1 7 に記載の方法。

【請求項 1 9】

前記ステップ (c) は、前記超音波イメージ内のある指定されたイメージ深さにおいてある領域を自動的に選択することからなることを特徴とする請求項 1 7 に記載の方法。

【請求項 2 0】

前記ステップ (c) は、前記送信された超音波ビームのある送信焦点においてある領域を自動的に選択することからなることを特徴とする請求項 1 7 に記載の方法。

40

【請求項 2 1】

前記ステップ (c) は、前記超音波イメージ内のある領域の選択をユーザから受けることからなることを特徴とする請求項 1 7 に記載の方法。

【請求項 2 2】

(e) 前記達成された音響出力パラメータの指示を供給するステップ、
を更に含むことを特徴とする請求項 1 7 に記載の方法。

【請求項 2 3】

前記ステップ (e) は、前記達成された音響出力パラメータを表示することからなることを特徴とする請求項 1 7 に記載の方法。

50

【請求項 24】

前記選択された領域は、単一の点からなることを特徴とする請求項 17 に記載の方法。

【請求項 25】

前記選択された領域は、複数の点からなることを特徴とする請求項 17 に記載の方法。

【請求項 26】

(e) 前記選択された領域における被送信超音波ビームの音響出力パラメータを決定するステップと、

(f) 前記被送信超音波ビームの音響減衰を決定するステップと、

(g) 前記決定された音響出力パラメータを、前記決定された音響減衰に関して補正するステップと、

を更に含むことを特徴とする請求項 17 に記載の方法。

【請求項 27】

(e) 音響モデルを使用して、前記選択された領域における被送信超音波ビームの音響出力パラメータを決定するステップと、

(f) 前記音響モデルを、異なる非線形レスポンスレベルを有するコントラスト剤の生体内測定を用いて較正するステップと、

を更に含むことを特徴とする請求項 17 に記載の方法。

【請求項 28】

超音波イメージを生成するように動作し、且つ超音波ビームを送信するように動作するトランスデューサを備えている医療診断用超音波イメージングシステムと共に使用され、前記超音波イメージ内の選択された領域における被送信超音波ビームの音響出力パラメータの指示を供給する方法において、

(a) 医療診断用超音波イメージングシステムのトランスデューサから超音波ビームを送信するステップと、

(b) 前記医療診断用超音波イメージングシステムを用いて超音波イメージを生成するステップと、

(c) 前記被送信超音波ビームのピーク音響出力パラメータを含む領域とは異なる領域を前記超音波イメージ内に選択するステップと、

(d) 前記選択された領域における被送信超音波ビームの音響出力パラメータを決定するステップと、

(e) 前記決定された音響出力パラメータの指示を供給するステップと、

を含むことを特徴とする方法。

【請求項 29】

前記ステップ(c)は、前記超音波イメージ内のある領域を自動的に選択することからなることを特徴とする請求項 28 に記載の方法。

【請求項 30】

前記ステップ(c)は、前記超音波イメージ内のある指定されたイメージ深さにおいてある領域を自動的に選択することからなることを特徴とする請求項 28 に記載の方法。

【請求項 31】

前記ステップ(c)は、前記被送信超音波ビームの送信焦点においてある領域を自動的に選択することからなることを特徴とする請求項 28 に記載の方法。

【請求項 32】

前記ステップ(c)は、前記超音波イメージ内のある領域の選択をユーザから受けることからなることを特徴とする請求項 28 に記載の方法。

【請求項 33】

前記ステップ(e)は、前記決定された音響出力パラメータを表示することからなることを特徴とする請求項 28 に記載の方法。

【請求項 34】

前記選択された領域は、単一の点からなることを特徴とする請求項 28 に記載の方法。

【請求項 35】

10

20

30

40

50

前記選択した領域は複数の点からなり、前記ステップ(d)は、前記複数の各点毎にそれぞれの音響出力パラメータを決定することからなることを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項36】

前記ステップ(e)は、前記複数の点のための前記決定された音響出力パラメータの指示を供給することからなることを特徴とする請求項35に記載の方法。

【請求項37】

前記ステップ(e)は、前記複数の点のための前記決定された音響出力パラメータの等圧線表現を供給することからなることを特徴とする請求項35に記載の方法。

【請求項38】

前記ステップ(e)は、前記複数の点のための前記決定された音響出力パラメータのマップ表現を供給することからなることを特徴とする請求項35に記載の方法。

【請求項39】

前記ステップ(e)は、前記複数の点のための前記決定された音響出力パラメータのグレースケールマップ表現を供給することからなることを特徴とする請求項38に記載の方法。

【請求項40】

前記ステップ(e)は、前記複数の点のための前記決定された音響出力パラメータのカラーマップ表現を供給することからなることを特徴とする請求項38に記載の方法。

【請求項41】

(f)前記複数の点のための前記決定された音響出力パラメータの分布を決定するステップ、
を更に含むことを特徴とする請求項35に記載の方法。

【請求項42】

(g)前記複数の点のための前記決定された音響出力パラメータの前記決定された分布の指示を供給するステップ、
を更に含むことを特徴とする請求項41に記載の方法。

【請求項43】

前記ステップ(g)は、前記複数の点のための前記決定された音響出力パラメータを表示することからなることを特徴とする請求項42に記載の方法。

【請求項44】

(f)前記医療診断用超音波イメージングシステムの動作パラメータを自動的に調整することによって、前記ユーザが選択した領域において被送信超音波ビームの指定された音響出力パラメータを達成するステップ、
を更に含むことを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項45】

(f)前記被送信超音波ビームの音響減衰を決定するステップと、
(g)前記決定された音響出力パラメータを、前記決定された音響減衰に関して補正するステップと、
を更に含むことを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項46】

前記音響出力パラメータは音響モデルを使用して決定され、前記音響モデルを、異なる非線形レスポンスレベルを有するコントラスト剤の生体内測定によって較正するステップを更に含むことを特徴とする請求項28に記載の方法。

【請求項47】

超音波イメージを生成するように動作し、且つ超音波ビームを送信するように動作するトランスデューサを備えている医療診断用超音波イメージングシステムと共に使用され、前記超音波イメージ内の被送信超音波ビームの音響出力パラメータが決定される領域の位置の指示を供給する方法において、

(a)医療診断用超音波イメージングシステムのトランスデューサから超音波ビームを送

10

20

30

40

50

信するステップと、

(b) 前記医療診断用超音波イメージングシステムを用いて超音波イメージを生成するステップと、

(c) 前記超音波イメージ内のある領域における前記被送信超音波ビームの音響出力パラメータを決定するステップと、

(d) 前記決定された音響出力パラメータの指示を供給するステップと、

(e) 前記超音波イメージ内の前記領域の位置の指示を供給するステップと、
を含むことを特徴とする方法。

【請求項 48】

前記音響出力パラメータはピーク音響出力パラメータからなり、前記位置は前記ピーク音響出力パラメータの位置からなることを特徴とする請求項 47 に記載の方法。 10

【請求項 49】

前記音響出力パラメータは機械的インデックスからなり、前記位置は前記機械的インデックスに対応付けられた位置からなることを特徴とする請求項 47 に記載の方法。

【請求項 50】

前記ステップ (e) は、前記超音波イメージ内の前記領域における前記超音波イメージ上に視覚標識を供給することからなることを特徴とする請求項 47 に記載の方法。

【請求項 51】

前記ステップ (e) は、前記領域の範囲の指示を供給することからなることを特徴とする請求項 47 に記載の方法。 20

【請求項 52】

前記領域は、1つの点、ある線内の少なくとも1つの点、任意の形状によって囲まれる少なくとも1つの点、及び所定の形状によって囲まれる少なくとも1つの点からなるグループから選択されることを特徴とする請求項 1、17、または 28 に記載の方法。

【請求項 53】

前記被送信超音波ビームの機械的インデックス値を表示するステップを更に含むことを特徴とする請求項 1、17、または 28 に記載の方法。

【請求項 54】

前記音響出力パラメータは、前記被送信超音波ビームの熱的音響出力のインデックスからなることを特徴とする請求項 1、17、28、または 47 に記載の方法。 30

【請求項 55】

前記音響出力パラメータは、前記被送信超音波ビームの機械的音響出力のインデックスからなることを特徴とする請求項 1、17、28、または 47 に記載の方法。

【請求項 56】

前記音響出力パラメータは、コントラスト剤の変更に影響を及ぼすように動作することを特徴とする請求項 1、17、28、または 47 に記載の方法。

【請求項 57】

前記音響出力パラメータは、薬品運搬容器に影響を及ぼすように動作することを特徴とする請求項 1、17、28、または 47 に記載の方法。

【請求項 58】

前記音響出力パラメータは、前記被送信超音波ビームの音響パワーからなることを特徴とする請求項 1、17、28、または 47 に記載の方法。 40

【請求項 59】

前記音響出力パラメータは、前記被送信超音波ビームの音響エネルギーからなることを特徴とする請求項 1、17、28、または 47 に記載の方法。

【請求項 60】

前記音響出力パラメータは、前記被送信超音波ビームの音響圧力からなることを特徴とする請求項 1、17、28、または 47 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

(背景技術)

連邦薬品局 (F D A) は、患者に進入する超音波ビームのピークレアフラクショナル圧力 (peak rarefractional pressure) を指定レベル以下にすることを要求している。この要求に合致させるために、イメージング場内のピーク音響圧力に関係する機械的インデックスを表示するようになっている医療診断用超音波イメージングシステムが多い。表示された機械的インデックスは、コントラストイメージング検査を準備して遂行するためにも使用することができる。コントラスト剤の非線形レスポンス (調波または破壊) は、部分的に、超音波の音響圧力に依存する。もし非線形レスポンスを望まなければ、超音波システムのユーザは、例えば送信電力を低下させて表示された機械的インデックスをあるレベルまで低下させ、コントラスト剤の望ましくないレスポンスを最小にすることができる。しかしながら、表示された機械的インデックスが、イメージング場内のコントラスト剤が存在している位置には無関係になる可能性がある。従って、表示された機械的インデックスを使用することは、関連圧力の粗な測度でしかない場合が多く、イメージング状態をそれ程最適ではなくしてしまう可能性がある。例えば、コントラスト剤からの非線形レスポンスを回避するために、送信電力を必要なレベルより低いレベルまで低下させることはできるが、それによって、イメージ品質を望ましくなく犠牲にすることになる。また、現在のアプローチを用いる場合、イメージング手順を最適化するために、患者内へコントラスト剤を複数回注入する必要がある。更に、2つの関心領域からのコントラスト剤のレスポンスを比較する際に、表示された機械的インデックスに対応付けられた空間的曖昧さが誤差をもたらす恐れがある。

10

20

【 0 0 0 2 】

従って、上述した欠陥を解消する医療診断用超音波イメージングシステムに対する要望が存在している。

【 0 0 0 3 】

(発明の概要)

本発明は、特許請求の範囲によって限定されるものであり、以下の説明はこれらの特許請求の範囲を何等制限するものではない。

【 0 0 0 4 】

序説として以下に説明する好ましい実施の形態は、医療診断用超音波イメージングシステム及び送信される (以下、被送信という) 超音波ビームの音響出力パラメータを決定する方法を提供する。一つの好ましい実施の形態では、超音波システムは、ユーザが選択した領域における被送信超音波ビームの音響出力パラメータを決定する。別の好ましい実施の形態では、超音波システムは、超音波イメージングシステムの動作パラメータを自動的に調整することによって、選択された領域における被送信超音波ビームの指定された音響出力パラメータを達成する。更に別の好ましい実施の形態では、被送信超音波ビームのピーク音響出力パラメータを含まない領域が超音波イメージ内に選択される。次いでシステムは、その領域における被送信超音波ビームの音響出力パラメータを決定し、決定された音響出力パラメータの指示を供給する。

30

【 0 0 0 5 】

以下に、添付図面を参照して好ましい実施の形態を説明する。

40

【 0 0 0 6 】

(実施の形態)

図 1 は、現在では好ましい実施の形態の医療診断用超音波イメージングシステム 1 0 0 及びトランスデューサ 1 0 5 のブロック図である。超音波システム 1 0 0 はどのような適当なイメージングモード (例えば、Bモードイメージング、ドップラーイメージング、組織調波 (ハーモニック) イメージング、コントラスト剤調波イメージング等) でも使用することができる。またトランスデューサ 1 0 5 はどのような型 (例えば、1 D、1 . 5 D、平・凹、単要素、フェーズドアレイ等) であっても差し支えない。トランスデューサ 1 0 5 は、送信ビームフォーマー 1 1 0 及び受信ビームフォーマー 1 1 5 に結合されている。本明細書に使用する用語 “ ... に結合されている ” とは、直接的に結合されていること、また

50

は1つまたはそれ以上の成分を通して間接的に結合されていることを意味する。

【0007】

各ビームフォーマー110、115はプロセッサ120に結合されており、プロセッサ120はユーザインタフェース125及びディスプレイ130に結合されている。用語“プロセッサ”は、広義に、以下に説明する好ましい実施の形態を実現するために使用することができる超音波システム100の適切なハードウェア及び/またはソフトウェア成分を意味している。どのような適切なハードウェア(アナログまたはデジタル)またはソフトウェアも使用できること、及び以下に説明する実施の形態はハードウェアを用いることなく実現できることを理解されたい。更に、プロセッサ120は、簡易化のために図1には示されていない超音波システム100(付随プロセッサを含む)の他のプロセッサと分離することも、またはそれらと(部分的に、または全体的に)組み合わせることも可能である。

10

【0008】

動作を説明する。プロセッサ120は、送信ビームフォーマー110からトランスデューサ105へ電圧を印加せしめてそれを振動させ、人の組織(即ち、患者の身体)のようなオブジェクト140内へ超音波ビーム135を放出させる。身体から反射した超音波エネルギーはトランスデューサ105上に衝突し、トランスデューサ105から得られた電圧は受信ビームフォーマー115によって受信される。プロセッサ120はこれらの検知された電圧を処理し、反射信号に関連する超音波イメージを作り、ディスプレイ130上にイメージを表示する。典型的には、超音波イメージを生成するために、幾つかの超音波ビームが使用される。ユーザインタフェース125は、例えば送信、受信、及び表示動作に使用されるパラメータを調整するために使用することができる。超音波イメージングシステム100が、付加的な成分を含むことができることを理解されたい。

20

【0009】

超音波システム100は、以下に説明するように、被送信超音波ビームの音響出力パラメータの決定及び/または較正に関する1つまたはそれ以上の動作を遂行するように動作する。被送信超音波ビームの“音響出力パラメータ”なる用語は、広義に、医療診断用超音波イメージングシステムのトランスデューサから放出される超音波ビームの音響出力パラメータをカバーすることを意図している。音響出力パラメータが熱的及び/または機械的音響出力であり、音響出力パラメータはコントラスト剤を変更するように影響を与えることができる(例えば、音響出力パラメータがコントラスト剤に非線形レスポンスを生じさせることができる)ことが好ましい。熱的音響出力インデックスは、限定するものではないが、音響パワー、音響エネルギー、熱的インデックス(TI)、骨熱的インデックス(TIB)、頭骨熱的インデックス(TIC)、柔組織熱的インデックス(TIS)、及びパルス強度積分(PII)を含む。機械的音響出力のインデックスは、限定するものではないが、圧力(圧縮またはレアフラクショナル, rarefractional)、瞬時空間ピーク時間平均(ISPTA)、及び普通は送信周波数の平方根で除した被送信超音波ビームのピークレアフラクショナル圧力として定義される機械的インデックスを含む。

30

【0010】

超音波システム100は、図2のフローチャートに示すように、超音波イメージ内のユーザによって選択された領域における被送信超音波ビームの音響出力パラメータを決定するための方法に使用することができる。図3-5は、この方法の説明を援助するための超音波イメージである。まず、超音波ビームがトランスデューサ105から送信され(ステップ210)、次いで超音波システム100は図3に示す超音波イメージ300を生成する(ステップ215)。次に、超音波システム100は、超音波イメージ内のある領域の選択をユーザから受信する(ステップ220)。ここに使用する“領域”は、その領域を1つの線、または任意のまたは予め定められた形状によって限定される単一の点であることも、または複数の点であることもできる。例えば、図3の超音波イメージ300においては、領域はキャリパー305によって指示されている点であり、一方図4及び5の超音波イメージ400においては、領域405は五角形によって囲まれた複数の点である。また

40

50

“領域”は、ある線内の、または任意の形状または予め定められた形状によって囲まれた点の部分集合ということもできる。例えば“領域”は、ある線上の点、またはある形状によって囲まれた1つの点、幾つかの点、または全ての点であることができる。ユーザは、例えばユーザインタフェース125（例えば、トラックボール、マウス、キーボード、タッチパッド、タッチスクリーン、音声認識装置等）と対話してディスプレイ130上に表示された超音波イメージ上にカーソルその他の視覚標識を位置決めし、ある領域を選択することができる。もしカーソルの下に位置するイメージされつつある組織が運動していれば、カーソルは、その組織内のオリジナルの位置を追跡するようにフレーム毎に自動的に再位置決めすることができる。

【0011】

超音波システム100はユーザが選択した領域を受けた後に、ユーザが選択し領域における被送信超音波ビームの音響出力パラメータを決定する（ステップ225）。上述したように、“領域”は、ある線によって限定された、または任意のまたは予め定められた形状によって囲まれた点の部分集合であることができる。例えば、図4において、音響出力パラメータが決定される“領域”は、五角形405によって囲まれた点の1つ、幾つか、または全てであることができる。音響出力パラメータは、測定、計算、推定、予測、または他の何等かの適当な方法によって“決定”することができる。2つの文献、即ち、American Institute of Ultrasound in Medicine and National Electrical Manufacturers Associationから刊行された“Standard for Real-Time Display of Thermal and Mechanical Acoustic Output Indices on Diagnostic Ultrasound Equipment” Revision 1（1998）、及び“Acoustic Output Measurement Standard for Diagnostic Ultrasound Equipment”（1998）に、送信される音場のパラメータを決定するために使用することができる適当な方法が記載されているので参照されたい。被送信超音波ビームの音響出力パラメータを決定するために使用されるハードウェア及び/またはソフトウェアは、従来の超音波システムにおいて機械的インデックスを決定するために使用されているものと同一であることができる。異なる点は、音響出力パラメータを、固定されたピーク圧力位置ではなく、ユーザが選択した領域内で決定することである。この決定動作は、捕捉されたフレームまたはクリップ上での取得中に、または取得後に行うことができる。取得後に決定する場合には、超音波システム100または外部解析及び定量化システムの何れかによる取得後決定を援助するために、超音波システムの動作状態を記録しておくことが好ましい。

【0012】

音響出力パラメータを決定した後に、超音波システム100は、決定した音響出力パラメータの指示を供給することができる（ステップ230）。この指示は、限定するものではないが、視覚、聴覚、または触覚指示を含むどのような適当な形状であることもできる。この指示は、超音波システム自体に供給する（例えば、表示されたイメージ上に、またはシステム自体に視覚指示を（例えば、LEDを介して）供給する）ことも、または超音波システムの外部デバイスによって供給する（例えば、その指示を外部スピーカーによって発声させる）こともできる。勿論、決定された音響出力パラメータがあるしきい値に等しいか、それより上にあるか、またはそれより下にあることを、音、光、または触覚のような標識を用いて指示を供給する他の方法を使用することができる。

【0013】

図3-5のディスプレイは、決定された音響出力パラメータを指示することができる種々の形状の幾つかを示している。これらの図においては、音響出力パラメータは、被送信超音波ビームの圧力である。この特定の音響出力パラメータの使用は単に説明の目的から過ぎず、本発明の範囲を限定する意図は毛頭ない。決定された圧力と機械的インデックスとの間を有用に対応付けるために、決定された圧力を、送信周波数の平方根で除すことが

10

20

30

40

50

好ましい。これらの図では、この量をコントラスト剤機械的インデックス (C A __ M I) と称している。図 3 においては、ユーザが選択した領域は単一の点であり、決定された C A __ M I がイメージと共に表示されている。図 3 に示すように、機械的インデックス (M I) も表示されている。これらの好ましい実施の形態を実現するためには、機械的インデックスは必ずしも表示する必要はないが、国の規則に従うために機械的インデックスを表示することが好ましいであろう。勿論、複数の音響出力パラメータを決定して表示することができる。

【 0 0 1 4 】

図 3 においては、ユーザが選択した領域は単一の点であり、供給される指示はその単一の点に対応付けられた単一の値である。図 4 及び 5 に示すように、もしユーザが選択した領域が複数の点であれば、供給される指示はその領域内の点の 1 つ、幾つか、または全てのための指示であることができる。図 4 及び 5 においては、ユーザが選択した領域は、五角形 4 0 5 によって囲まれた複数の点からなっている。これらの複数の点に関して決定された音響出力パラメータの分布 (例えば、最大、最小、平均、モード、分散) を決定し、指示することができる。例えば、図 4 には、決定された音響出力パラメータの平均値が表示されており (C A __ M I M E A N)、また図 4 及び 5 には最大値 (C A __ M I M A X) が表示されている。供給される指示は、ユーザが選択した領域において決定された音響出力パラメータの範囲を指示するために、一次元、二次元、または三次元の等圧線、またはマップ (グレースケール、またはカラー) の形状であることもできる。例えば、ユーザが選択した領域内の点または面積を、決定された音響出力パラメータがあるしきい値に等しいか、それより上にあるか、またはそれより下にあるものとして指示することができる。図 5 では等圧線表現が使用されており、五角形 4 0 5 は輪郭線 4 1 0 によって満たされている。図 5 には、最大輪郭の値 (C A __ M I M A X = 1 . 0) 及び輪郭間隔 (C A __ M I I n t e r v a l = 0 . 1) が指示されている。

【 0 0 1 5 】

これらの好ましい実施の形態は幾つかの長所を伴っている。例えば、音響出力パラメータはユーザが選択した領域において決定されるので、従来の超音波システムにおける機械的インデックスの決定とは異なり、パラメータが決定される時にイメージ内の何処にも空間的曖昧さは存在しない。またこれらの好ましい実施の形態は、音響出力パラメータの空間的非均一性の記述を供給することができ、トランスデューサ、モード、周波数、及びイメージング応用全体にまたがる音響出力パラメータの矛盾のない最適化を可能にする。

【 0 0 1 6 】

これらの好ましい実施の形態は、コントラスト剤イメージング応用においても付加的な長所を有している。コントラスト剤イメージングにおいては、被送信超音波ビームの圧力 (または、他の音響出力パラメータ) を、コントラスト剤の望ましくないレスポンスを最小にする値に制限することが好ましいことが多い。これらの好ましい実施の形態では、ユーザは、コントラスト剤が存在しているか、または存在するであろう超音波イメージ内の領域 (例えば、心臓の心室) を選択することができ、またその領域における被送信ビームの圧力を監視することができる。ユーザは、このフィードバックを用いて所望のレベルを達成するように超音波システムの動作パラメータを調整し、それによってコントラスト剤レスポンスを最適化し、非均一音響出力パラメータによってもたらされる効果を除去乃至は最小化することができる。ここに使用した“超音波システムの動作パラメータ”とは、広義に、音響出力パラメータに影響を与えるように調整できる何等かの動作パラメータのことである。動作パラメータは、限定するものではないが、アポジゼーション、送信開口 (アパーチャ) 内の要素数、焦点距離、送信電圧、及び超音波パルスの持続時間を含む。

【 0 0 1 7 】

これらの好ましい実施の形態は、コントラストイメージデータの定量化を改善することに加えて、スタディ間のコントラストイメージデータの解析を援助することができ、決定された音響出力パラメータを記録することによってコントラストイメージング検査の再現性を改善する。更に、コントラスト剤を注入する前に音響出力パラメータを決定することに

10

20

30

40

50

よって、ユーザは、コントラストプロトコルを開始する前に所望の音響出力パラメータが達成されることを確認できる。これにより検査はより効率的になり、検査に必要とされるよりも多くのコントラスト剤を患者に注入することが回避される。薬品運搬容器を超音波によって破壊する薬品送給分野におけるような他のイメージング応用においても、同じような長所を得ることができる。例えば、好ましい実施の形態は、薬品送給及び投与のレートを決定することができる。

【0018】

ユーザが超音波システムの動作パラメータを調整することに加えて、またはその代替として、超音波システム自体は動作パラメータを自動的に調整することができる。例えば、ユーザは、コントラスト剤イメージングを最適にするために、1つまたはそれ以上の点のための目標音響出力パラメータ（圧力のような）を領域内に指定、またはプリセットすることができる。音響出力パラメータを決定した後に超音波システムは、システムの動作パラメータを自動的に調整することによって指定された音響出力パラメータを達成することができる（ステップ245）。

10

【0019】

これらの好ましい実施の形態には、幾つかの代替を使用することができる。一代替実施の形態では、ユーザが領域を超音波イメージ内に手動で選択する代わりに、またはそれに加えて、超音波イメージングシステムが領域を自動的に選択することができる。例えば、超音波イメージングシステムは、省略時に、またはユーザが指定した点、イメージ深さ、または方位送信焦点に基づいて領域を選択することができる。

20

【0020】

別の代替実施の形態は、超音波ビームの減衰に関する。超音波信号は伝播経路に沿って減衰するので、決定された音響出力パラメータは正確ではないことがあり得る。より正確な決定を得るために、超音波システム100は、被送信超音波ビームの音響減衰を決定し（ステップ235）、決定された音響減衰に関して決定済み音響出力パラメータを調整/較正して実際のイメージング状態を補償することが好ましい（ステップ235）。送信された超音波ビームの音響減衰を決定するために、トランスデューサ105からユーザが選択した領域までの音響線に沿って1回または複数回発射してこの音響線に沿うデータを取得し、この音響線に沿う減衰係数の推定を決定することができる。この線に沿って発射されるパルス毎に動作パラメータ（周波数及び帯域幅のような）を変化させることによって、この線に沿う平均減衰を推定することができる。減衰を計算する1つの適当な技術については、例えば、1981年のProc. IEEE Symposium on Sonics and Ultrasonics, #81CH1689-9, pp. 607-611に所載のH. E. Melton, Jr. 及びD. J. Skortonの論文“Rational-Gain-Compensation for Attenuation in Cardiac Imaging”を参照されたい。この技術は、受信され、ビーム形成された信号のエコー輝度を解析することによって、組織または血液の何れかを表すものとして超音波イメージの領域を識別する。組織は高強度のエコーを有し、血液は実質的にエコーを有していない。減衰は、血液及び組織のための典型的なパラメータを使用して計算される。

30

40

【0021】

上述した音響減衰較正とは別に、またはそれに加えて使用することができる別の較正技術は、音響出力パラメータの生体内測定に関する。計算された音響出力パラメータは、実際の測定、及び均質（理想的）イメージング状態であるとする特定の超音波システム動作状態のパワー管理モデルに基づくことができる。臨床状態においては不均質性が導入されることが多く、これらの不均質性のために実際の音響出力パラメータと、決定された音響出力パラメータとが大幅に異なるようになる。音響出力パラメータの生体内測定は、音響出力パラメータの関数として異なるレベルの非線形レスポンス（例えば、破壊）を有する1つまたはそれ以上の薬剤からなるコントラスト剤の集合（ポピュレーション）を使用して行うことができる。音響出力パラメータを増加させるように動作パラメータを変化させる

50

と、非線形レスポンスの最初の始まりが、関心点（手動で、または自動的に選択された領域）における最初の非線形しきい値が達成される時点を指示する。その後の非線形レスポンスは、集合内に、変化する非線形しきい値を有する付加的なコントラスト剤を用いて観測することができる。類似状態下のイメージング場内で達成される音響出力レベルを予測するのに使用される音響モデルを較正するために、単一の、または複数のしきい値レベルを使用することができる。

【0022】

別の好ましい実施の形態においては、ある超音波イメージ内のある領域において被送信超音波ビームの音響出力パラメータが決定される。次いで、決定された音響出力パラメータの指示が、その領域が超音波イメージ内の何処に位置するかの指示と共に供給される。超音波システムは、例えば機械的インデックスを決定して表示するのに加えて、表示された超音波イメージ上に視覚標識（例えば、ドット）をも表示し、表示された機械的インデックスに対応付けられたイメージ内の位置を指示することができる。別の例として、イメージ上に視覚標識を表示する代わりに、またはそれに加えて、機械的インデックスに対応付けられた範囲を表示することができる。この好ましい実施の形態を用いると、ユーザは、超音波イメージ内の機械的インデックス（または、他の音響出力パラメータ）の空間的位置を知る。もし機械的インデックスがユーザの関心位置に（例えば、コントラスト剤の位置に）出現すれば、ユーザはさらなる動作を要求しないであろう。しかしながら、もし機械的インデックスの位置がユーザの関心位置になれば、上述した好ましい実施の形態を使用して別の位置における音響出力パラメータを決定することができる。

10

20

【0023】

上述した好ましい実施の形態の何れかの種々の面の何れかは、単独で、または組合わせて使用することに注目することが重要である。例えば、図2のフローチャート200には示されていないが、ステップ230、235、240、及び245は、一緒に、または別々に遂行することも、または結局は遂行しないこともできる。別の例として、超音波システムは、システムの動作パラメータを自動的に調整することによって、自動的に選択された領域（ユーザが選択した領域の代わりに、またはそれに加えて）内で指定された音響出力パラメータを達成するように動作パラメータを自動的に調整することができる。

【0024】

更に、別の代替実施の形態では、ピーク音響出力パラメータ（例えば、機械的インデックス）の位置に対応していない領域を超音波イメージ内に選択する。この領域は、超音波システムによって自動的に選択することも（例えば、その領域が、指定されたイメージ深さに、または送信された超音波ビームの送信焦点に自動的に選択される時のように）、またはユーザが選択することもできる。次いで、超音波システムは、その領域のための音響出力パラメータの指示を決定し、供給する。上述したように、これらの好ましい実施の形態の種々の面の何れかを、この代替実施の形態と共に使用することができる。

30

【0025】

以上の詳細な説明は、本発明が取り得る、そして本発明を限定するものではない選択された形状を例示することを意図している。本発明の範囲は、特許請求の範囲によってのみ限定されることを意図するものである。

40

【0026】

以下は、送信された超音波ビームの種々の音響及び熱的パラメータを決定する好ましい方法である。

【0027】

PMSモデルパラメータの決定:

(以前は: "pms.calc" 計算された電力管理パラメータ)

(Stefan Schmitz: 96/01/02)

(改訂: 96/01/02 新Cファクタ対Vppアルゴリズム)

(改訂: 97/10/15 帯域幅による音響変換重み)

(移動: 98/04/07 to/people/pmsw/dev/spcalc; put under SCCS wa
s in interleaf; made sofutlink there:

System5→Acuson→adia→Scanning-specs→
Other-Features→mps_calc)

【 0 0 2 8 】

10

このドキュメントは、最初にパワー測定 (" s p m e a s ") の、次いでパワー計算 (" s p c a l c ") の結果のパラメータを記述する。これらはイメージングスペック内に入力される。これらにより、マシンは、ODSモデルの種々の音響及び熱的パラメータのための値をオンラインで計算することができる。

(注: 表面における温度上昇のためのパラメータ T は含まれない)

5つまでの独立パラメータにそれぞれ従属する9つのモデルパラメータが存在する。以下の2つの表は、

- 1. 独立パラメータ (実際には、それらの超集合)
- 2. 9つのモデルパラメータ

を要約している。

20

【 0 0 2 9 】

標準単一線測定パラメータ:

all = (frq, ang, tx, loc, apo, fnu, cyc, vol)

frq = 出力搬送波周波数

ang = 線角度

tx = 方位送信焦点

loc = 測定位置 (距離)

apo = アポジゼーション型

fnu = f 数

cyc = サイクル内のパルス長 (g 数)

vol = 送信 p-p 電圧

30

【 0 0 3 0 】

IS 及びそれらの従属になる計算されたパワー管理パラメータの表

IS	測定パラメータ									コメント
パラメータ	freq	ang	tx	loc	apo	fnu	cyc	vol		
1) a_avg[1]	yes						yes			音響変換
2) a_max[1]	yes						yes			音響変換
3) z_el[mm]	yes	yes								迎角ビームモデル
4) l0y[mm]	yes	yes								迎角ビームモデル
5) e_el[1]	yes	yes								迎角ビームモデル
6) b[1]	yes	yes			yes					方位ビームモデル
7) e_as[1]	yes	yes			yes					方位ビームモデル
8) C_ii[1]	yes	yes	yes		yes			yes		Cファクタ
9) C_mi[1]	yes	yes	yes		yes			yes		Cファクタ

40

【 0 0 3 1 】

1+2) 音響変換: a avg (freq, cyc) 及び a max (freq, cyc) :

a_avg (freq, cyc) [1]=E_pa_ac[W] / E_pa_el[W] または
 $W_{pa_ac}[W] / W_{pa_el}[W]$ (何れか選択可能)
 の測定(ang, freq, tx, loc, apod, f#, cyc)について
 の平均 (ang, tx, loc, apod, f#, volt)の
 =パルス平均音響変換

a_max (freq, cyc) [1]=W_min_ac[W] / W_min_el[W]
 の測定(ang, freq, tx, loc, apod, f#, cyc)について
 の平均 (ang, tx, loc, apod, f#, volt)の

E_pa_ac[μ J] =測定されたパルスエネルギー [μ J]
 $=0.01 * PII [\mu J/cm^2] * x_eebw[mm] * y_eebw[mm]$

10

x_eebw [mm]、y_eebw [mm] は、エネルギー等価ビーム幅である。

$W_{pa_ac}[W] = E_{pa_ac}[\mu J] / meas_ [\mu s]$

meas_ = 測定されたパルス長 (立上がり時間アルゴリズム)

$E_{pa_el}[W] = W_{pa_el}[W] * elec_ [\mu s]$

E_pa_el [W] = Sequoiaによって計算される電気パルス平均電力

elec_ = Sequoiaによって計算されたパルス長 (立上がり時間アルゴリズム)

W_min_ac [W] = 測定されたパルス最大電力 Pr

$W_{min_ac} = (Pr * Pr / c) * x_eebw * y_eebw$

20

最大 Pr レアフラクシオン圧力: Mpa

水の密度 = $1 g / cm^3$

水中の音速 c = $1.5246 mm / \mu s$

W_min_ac は測定によって計算されるので、それは計算のための入力内にある。

測定量は組織減衰されていないことに注目されたい。もし実際の測定が減衰されていれば、対応する減衰されていない値を先ず計算しなければならない。

【0032】

Acqからの要望:

W_pa_el [W] : 電気パルス平均電力

_el : 電気パルス持続時間

30

$E_{pa_el} = W_{pa_el} * _el$

W_min_el [W] : 電氣的最小ピーク電力 (負へ移行するピーク)

【0033】

処理

最初に個別の変調周波数及びサイクルカウント毎に両音響変換が計算される。

平均パルス及び最大パルスのための分離した値が存在する。

所望の出力サンプルグリッドが選択される。

1. 出力搬送波周波数の場合、グリッドは個別の変調周波数 (usm_mod_freq) に等しい。

2. サイクルカウントの場合、グリッドは個別のサイクルカウント (usm_cyc) に等しい。

40

【0034】

各グリッド点 (サンプルグリッド周波数及びサイクルの別々の対) 毎に、全ての (拒絶されなかった) 測定の重みつき合計平均を以下のように測定する。

$a_avg / max (gridFreq_i, gridCycle_j)$

$= measurements_a_avg / max * weight / measurements_weight$

ここに、 $weight = exp(-ac_weight_exp_fact * distance^2)$

但し、distance は以下の2つの選択の一方によって与えられる。

50

もし `spcale` オプション `ac_weight_exp_bandwidth` が 0 でなければ、

$$\begin{aligned} \text{distance}^2 = & \\ & \text{ac_weight_exp_fact_freq} * [(\text{gridFreq}_i - \text{measFreq}) / \text{avg_measFreq}]^2 \\ & + \text{ac_weight_exp_fact_cycl} * [(1 / \text{gridCycle}_j) - (1 / \text{measCycle}_j)]^2 \end{aligned}$$

それ以外ならば (`ac_weight_exp_bandwidth` が 0 である時; 古いアプローチ)

$$\begin{aligned} \text{distance}^2 = & \\ & \text{ac_weight_exp_fact_freq} * [(\text{gridFreq}_i - \text{measFreq}) / 1 \text{ MHz}]^2 \\ & + \text{ac_weight_exp_fact_cycl} * [(\text{gridCycle}_j - \text{measCycle}_j) / 1 \text{ cycle}]^2 \end{aligned}$$

ここに、`ac_weight_by_bandwidth`、`ac_weight_exp_fact`、`ac_weight_exp_fact_freq`、及び `ac_weight_exp_fact_cycl` は `spcalc` 入力オプション (数) である。

`avg_measFreq` は、(拒絶されなかった) `measFreq` の平均である。

【0035】

注; 重みつき合計は、グリッド再サンプリング、特に縁における“グリッド孔”(これら孔を充填する一定の補外及び次元に関する固定された次数を原因として悪い結果をもたらす)の問題を回避する。

より新しい重み付けアプローチ (オプション `ac_weight_by_bandwidth` が 0 でない時の帯域幅による) は、長いパルス長を、測定によって指示されたように遙かに近く移動させる。これは 1997 年に導入された。

【0036】

オプション (テンプレートファイル: `spcalc.options` 内のコメント参照) :

測定 / 電氣的 の比が所望範囲外にある測定を拒絶する。この範囲の低端及び高端は入力オプションである。(省略時 0 及び 999、即ちターンオフ)

`a_avg` は、パルス平均電力またはパルスエネルギーを使用して計算することができる。但し、エネルギー = パルス平均電力 * パルス幅である。ユーザは、どちらを使用するかを選択することができる。

`a_avg` 及び `a_max` は、それらの間の平均として計算することができ、その場合それらは同一である (及び、平均に等しい)。後方互換性の場合。

`a_avg` 及び `a_max` は、異なるサイクルで同一値を有する周波数だけの関数として計算することができる。後方互換性の場合。

`ac_weight_by_bandwidth`、`ac_weight_exp_fact`、`ac_weight_exp_fact_freq`、及び `ac_weight_exp_fact_cycl` (上記参照)。

【0037】

2) 迎角焦点:

`z_el(freq, angle) [mm]` = 最小迎角帯域幅位置の測定 (周波数、角度の)

処理:

迎角焦点位置が法定距離限度のマージン内にある測定だけを受入れる。

出力グリッド周波数及び角度を、個別の変調周波数及び個別の `usline` 角度に等しくセット。

(個別の、及び格納された) 出力搬送波周波数及び角度のデータをピンに入れる。周波数ピンが (必ずしも) 出力グリッド周波数に一致しないことに注目されたい。

10

20

30

40

50

各ピン毎の平均を計算。

各出力グリッド角度毎に、補間及び一定補外（これは周波数内の孔を充填する）によって周波数を出力グリッド周波数に再サンプル。

角度内のどの残余の孔をも充填（補間または一定補外によって）。

【 0 0 3 8 】

3 + 4) 焦点における迎角ビーム幅 (L 0 y) 及び実効開口ファクタ (e ファクタ) :

L 0 y (f r e q , a n g l e) [m m] = m e a s (f r e q , a n g l e , t x , l o c について)からの計算された焦点における迎角帯域幅の平均 (t x , l o c の)

e - f a c t o r (f r e q , a n g l e) [1] = m e a s (f r e q , a n g l e , t x , l o c について)からの計算された迎角実効開口ファクタの平均 (t x , l o c の)

z1 = meas locの距離

zfy = 迎角焦点

Ly = 距離 (測定された) における e e 帯域幅

LSy = 表面 (計算された) における e e 帯域幅 = a0y * e-factor

L0y = 焦点 (計算された) における e e 帯域幅

a0y = 迎角開口

e-factor = 表面ファクタにおける迎角帯域幅 = LSy / a0y

u = [1 - {z1[mm] / zfy[mm]}] とすれば、

Ly(z1)[mm] = L0y[mm] * [1 + {(LSy[mm] / L0y[mm])² - 1} * u²]^{1/2}
= [L0y[mm]² * (LSy[mm]² - L0y[mm]²) * u²]^{1/2} 20

L0yについて解けば:

L0y[mm] = [(Ly(z1)[mm]² - LSy[mm]²) * u²] / (1 - u²)^{1/2}

L0yのための相対平均合計重みは:

w = [L0y * (1 - u²) / Ly(z)²]²

e ファクタ = LSy / a0y について解けば:

e-factor = (1 / a0y) * [(Ly(z1)[mm]² * L0y[mm]²) / u² + L0y[mm]²]^{1/2}

e ファクタのための相対平均合計重みは

w = [e-factor * a0y² * u² / Ly(z)²]² 30

【 0 0 3 9 】

注:

L 0 y を計算する場合:

迎角焦点に関しては、測定距離がソフトリミットに近過ぎる測定を無視する。

Ly > a b s { (z - z f y) / z f y } * L s y (z < 2 * z f y の時) が正根より下の数である場合に限る。もしそうでなければ、ビーム幅が狭過ぎて公式に当て嵌めることはできない。我々は単にこれらの場合を無視するであろう。もし本当に焦点に接近して測定すれば、これは発生しないであろう。

上記公式を使用して L 0 y が L S y より大きいことが分かった場合には、その測定を無視する。しかしながら、モデル計算では、これらの場合 (焦点におけるビーム幅が表面におけるよりも大きい場合) のために線形公式を使用する。その公式は、 40

L 0 y [m m] = L S y [m m] + (L y (z 1) [m m] - L S y [m m]) * (z f y [m m] / z 1 [m m])

である。

送信及び測定位置を平均する場合、重みつき合計平均を遂行する。但し、相対重みは推定される誤差の逆平方に比例する。

L 0 y 内の誤差 = { d - L 0 y / d - Ly (z) } * c o n s t * Ly (z)
= c o n s t * Ly (z)² / L 0 y * (1 - u²)

相対重み:

$$w = \{ L0y * (1 - u^2) / Ly(z)^2 \}^2$$

注：たとえ何を測定したとしても、関数は $Ly(0$ または $2 * zfy) = LSy$ を通過しなければならないので、重みは $z1 = 0$ または $z1 = 2 * zfy$ の場合に 0 になる。

【0040】

eファクタを計算する場合：

迎角焦点に関しては、測定範囲がソフトリミットに近過ぎる測定を無視する。

eファクタを計算する場合、それは複素数または無限大になり得る（もし $u^2 = Ly(z1)^2 < (1 - u^2) * L0y^2$ ならば）。その場合には、その測定は無視する。

送信及び測定位置を平均する場合、重みつき合計平均を遂行する。但し、相対重みは推定される誤差の自乗に逆比例する。

$$e \text{ファクタ内の誤差} = \{ d - e - f a c t o r / d - L y (z) \} * c o n s t * L y (z)$$

$$= c o n s t * \{ L y (z) ^ 2 / e - f a c t o r * a 0 y ^ 2 * u ^ 2 \}$$

eファクタのための相対重み：

$$w = \{ e - f a c t o r * a 0 y ^ 2 * u ^ 2 / L y (z) ^ 2 \} ^ 2$$

【0041】

処理：

1 . eファクタの開始値を使用して $L0y$ を計算する。この処理は、（直接的な平均の代わりに）eファクタ及び重みの加算のために上記公式を用いて重みつき合計平均を使用することを除き、迎角焦点の場合と同じである。

2 . 次いで、最終出力グリッドへサンプルされた結果的な $L0y$ を使用して eファクタを計算する。この処理は、1 . の場合と同じである。

3 . 次いで、1 . 及び 2 . を繰り返す。但し、繰り返しカウントは入力オプションである。

【0042】

オプション（テンプレートファイル：spcalc.options内のコメント参照）
:

eファクタ開始（省略時 0 . 6 6 6 6 6 7 ）

繰り返し数（省略時 1 ）

（各ステップを 1 繰り返しと数える、従ってもし $n = 1$ ならば $L0y$ を適合させるだけであり、もし $n = 2$ ならば $L0y$ 及び eファクタを 1 回適合させ、もし $n = 3$ ならば bファクタを 2 回適合させるが、eファクタは 1 回だけ適合させる等々である。）

- - - - -

【0043】

6 + 7) 焦点における方位ビーム幅及び実効開口ファクタ（b及びeファクタ）

$b (f r e q , a n g l e , a p o d) \{ 1 \} = b$ ファクタ及びeファクタの $m e a s (a n g l e , f r e q , t x , l o c , a p o d , f \#$ について) の平均 ($t x , l o c , f - n u m$ の)

これは、迎角処理に極めて類似している！

従って “ y ” を “ x ” に置換し、最早焦点 zfx を使用せずに名目的な送信焦点である
とすること以外は、上記公式を適用する。またアポジゼーション型内に付加的な従属性が存在する。これは、ピンニング、再サンプリング、出力グリッド、及びロジスティクスだけにそのような影響を与える。

唯一の “ 実際の ” 差は、それが迎角のためのものであって、bファクタのものではないので、モデルパラメータが “ 焦点におけるビーム幅 ” ($L0x$) ではないことである。

【0044】

$$L0x = b \text{ファクタ} * \text{波長} * f \text{数}$$

$$= \text{波長} = \text{周波数} / \text{速度}$$

速度 = 1 . 5 2 4 6 m m / μ s ; 水中の音速

f 数 = 焦点 / 開口

10

20

30

40

50

a 0 x = 開口
z f x = 焦点

従って、

$$b = L 0 x [mm] * L S x [mm] * f r e q \{ M H z \} / s p e e d \{ m m / \mu s \} * z f x [mm]$$

【0045】

注：前記 s p c a l c パージョンでは実効 f # を使用したが、ここでは上記公式内に真の f # を使用する！

bファクタのための平均・加算・重みは L 0 y の場合とは僅かに、丁度スケーリングファクタだけ異なる。ここでの“ストーリー”は、次のようである。

焦点から遠くの測定の場合（特に、焦点の2倍付近の深さにおける場合）、測定の小さな変動がbファクタに極めて大きい変動をもたらす得る。

従って、合計内の各項に、bの予測される測定誤差の逆平方だけ重み付けする。

【0046】

bの予測される測定誤差は：

$$c o n s t * d e r i v a t i v e o f b - f a c t o r w . r . t L x (z) * e r r o r i n L x (z)$$

また、L x (z) 内の誤差は L x (z) に比例するものとして

$$d - b / d - L x = b * (L x / L 0 ^ 2) * (1 / 1 - u ^ 2) \quad \text{但し、} u = 1 - (z 1 / z f x)、$$

$$\text{予測される誤差} = c o n s t * b * (L x ^ 2 / L 0 ^ 2) * (1 / 1 - u ^ 2)$$

相対重み：

$$w = \{ (L 0 ^ 2 / L x ^ 2) * (1 - u ^ 2) \} ^ 2$$

注：たとえ何を測定したとしても、関数は L x (0 または 2 * z f x) = L

S x を通過しなければならないので、重みは z 1 = 0 または z 1 = 2 * z f x

z f x の場合に 0 になる。

【0047】

処理：

出力搬送波周波数、角度、アポジゼーションの型の（格納された）個別の値の各組合せ毎に、初期（または、最新の）eファクタを使用してbファクタの重み付き合計平均を計算する。

注：L x (z) > u * L S x である場合に限ってbファクタは実の解を有している。

それ以外は、測定条件を無視する。

結果を最終出力グリッドへ再サンプルする（最初に周波数を、次いで角度を再サンプルするが、アポジゼーション型は再サンプルしない）。

注：アポジゼーション型次元に関しては再サンプル“しない”。しかしながら、我々は再サンプルしている（他の2つの次元を充填する）ので、何等かの孤立した孔はそれ以上存在し得ない。唯一の孔は、固定されたアポジゼーションの型に関して意味を有する完全な“平面”であり得、周波数または角度に関しては良好な値は存在しない。この場合、充填することは確かに誤りであろう（実際、これはむしろ病的である）。

【0048】

今度は、eファクタのための上記ステップを繰り返す（そのための、及びその重みを加え合わせるための公式は、L 0 x = b - f a c t o r * * f 数とする以外は迎角のための公式と同じである）。bファクタ（最終出力グリッドへ再サンプルされ、次いで所望の値に戻すように補間されている）を先に計算したように使用する。

bファクタに関して（新しいeファクタを与えて）、次いでeファクタに関して（新しいbファクタを与えて）繰り返す。

【0049】

オプション（テンプレートファイル：s p c a l c . o p t i o n s 内のコメント参照）

：

10

20

30

40

50

これらは、迎角の場合と同一である：

eファクタ開始（省略時 0.666667）

繰り返し数（省略時 1）

【0050】

8) C_{ii} : Iappa / Ispta / Cファクタ :

C_{ii} (freq, ang, tx, apod, volt) { 1 }

= C_{ii} の測定（全てについて）の最大（位置、f数、サイクル、sppa / spta の）

C_{ii}には、3つの選択：C_{isppa}、C_{ispta}、及びC_{pii}がある。1つ 10
だけが出力内にある（名目的に、C_{isppa}と呼ぶ）。spcalc入力オプション
によって、各測定毎に、これらの3つ、対としての最大、またはこれら3つの総合最大の
何れかを選択することができる。標準及び省略時は以下の通りである：

C_{isppa}_final = max (C_{ispta}, C_{pii})

C_{isppa}, C_{ispta}, C_{pii} :

C_{isppa} = Isppa_meas [W / cm²] / Isppa_calc [W / cm²]

及び

C_{ispta} = Ispta_meas [W / cm²] / Ispta_calc [W / cm²] RES の場合 20

但し、RES は res / panボックスがビーム幅よりも遙かに大きい
限界内にあることを意味する。

及び

C_{pii} = PII_meas [μJ / cm²] / PII_calc [μJ / cm²]

【0051】

ここに、

Isppa_calc [W / cm²] = max over z { 100 * W_acpa [W] * 10^{-0.003 * freq [MHz] * z [mm]}

/ A_ee_beam (z) [mm²]

PII_calc [μJ / cm²] = Isppa_calc [W / cm²] * el_ [30
μs]

実際には、“max over z”とは、z = 0、z = z_elev_focus、及びz
= z_focusにおいて評価し、これらの最大を採ることを意味する。

注：W_acpa [W] = a (freq) [1] * W_el_pa [W]

A_ee_beam [mm²] = Lx (z) [mm] * Ly (z) [mm]

【0052】

C_{ispta} :

resボックスサイズが未知であるか、またはresボックス、線間隔あけ組合わせの全
てについて上述した計算をすることは望ましくないから、RES の限界が使用される
。また、限界RES 0はPIIまたはIsppaケースによって処理されるから、以下 40
の大きいRESボックス限界が有利である。

RES の場合：

Ispta_meas = (PII (z) * Lx_meas (z) * NF / FT * RES) * 10^{-0.003 * f_meas * z} 注：Lx * NF / RESはBOF
(または、BOF * FSC)である。

RES の場合：

Ispta_calc = (a * E_pa_el * NF / RES * Ly_mod (z) * FT) * 10^{-0.003 * f_mod * z}

但し、Lx, y : 方位または迎角内のビーム幅（測定された、またはモデル化されたの何
れか）

N F : 走査中の発射数

F T : フレーム時

a : モデルの音響変換

E_p a_e l [W] = S e q u o i a によって計算された電気パルスエネルギー
= パルス電力 ×

【 0 0 5 3 】

C_i s p t a は、オプションとして次の 2 つの方法で計算することができる。

1) この比は全ての測定 z について評価され、その最大が採られる。

$$C_{i s p t a} = (P I I (z) * L x m e a s (z) L y m o d (z) / a * E_{p a_e l}) * (10^{-0.003 * f_{m e a s} * z} / 10^{-0.003 * f_{m o d} * z})$$

z のこの値は、全ての量、測定、またはモデルにおける測定範囲である。

要するに：

C_i s p t a = m e a s - t e r m (z) / c a l c - t e r m (z) の測定された z についての最大である。

2) z は、それが C_i s p p a 及び C_p i i のためのものであると同様に処理される。m e a s - t e r m は測定範囲が “ 最大化 ” され、c a l c - t e r m は z = 0 及び焦点が “ 最大化 ” されている。

C_i s p t a = m e a s - t e r m (z - m e a s) の測定された z の最大 / c a l c - t e r m (z - c a l c) の z = 0 及び焦点の最大

この第 2 の方法は、C_i s p p a 及び C_p i i に類似している。

【 0 0 5 4 】

* このセクションは置換された：

* そこで、C (V) を $V p p^2$ の関数として適合させ、以下を求める。

* C_0 (f r e q , a n g , t x , a p o d) [1]

* V_0 (f r e q , a n g , t x , a p o d) [V]

* p+ (f r e q , a n g , t x , a p o d) [1]

* p- (f r e q , a n g , t x , a p o d) [1]

* ここに、

* C (V) = C_0 [1 - P + { (V / V_0) - 1 } ^ 2] V > V_0 の場

合

* C (V) = C_0 [1 - P - { (V / V_0) - 1 } ^ 2] V < V_0 の場

合

* C_0 及び V_0 を見出す：

* C_0 = V [C (V)] についての最大

* V_0 = C (V) を最大にする V、または C (V_0) = C_0

* P + / - を見出す：

* P + = V > V_0 [(V_0 ^ 2 / C_0) * { C_0 - C / (V - V_0) ^ 2 }] についての最小

* P - = V < V_0 [(V_0 ^ 2 / C_0) * { C_0 - C / (V - V_0) ^ 2 }] についての最小

* P + / - は、もし V > V_0 または V < V_0 をそれぞれ有する C (V) が存在しなければ、

* 0 にセットされよう。

* 置換されたセクションの終わり

【 0 0 5 5 】

* * * * より多く削除されたスタッフ

* 電圧グリッドのための C ファクタ適合：

* 周波数、角度、送信の固定された各セット毎に、固定された電圧グリッド値 V

10
20
30
40
50

- * n のための C n のセットを以下のように計算する (但し、n = 1 ~ N)。
- * 1) C * V² は V² 内で区分的に線形である。ここに、区分はこれらの V n によって区切られる。
- * 2) 全ての測定された点 C * V² は、区分的には線形である曲線上に、またはその下にある (決して曲線の上にはない)。
- * 3) C * V² は、原点を通る、即ち V = 0 の場合には 0 であるとする。

【 0 0 5 6 】

* アルゴリズム :

- * 1) 先ず V 間隔 : 0 < V < V₁ で開始し、測定点はその曲線上に存在しないようなその曲線が取り得る最小勾配を見出す。 10
- * これは、第 1 グリッド点 V₁ における値 C * V² をもたらす。
- * オプションなグリッド重畳ファクタを有する「次の」間隔の部分を含ませるために使用される間隔を拡張することができる。従って、より大きい * 間隔内に存在する全ての測定点が検討される。それにも拘わらずこの結果 * は現在のグリッドのエンドポイントのために計算され、この手順が繰り返 * される。従って、グリッド重畳を用いずに、次のものを使用する。
- * i 番目の間隔の場合 :
- * $V_{(i-1)}^2 < V < V_i^2$
- * グリッド重畳ファクタ (G O F) を用いる :
- * $V_{(i-1)}^2 < V < V_i^2 + G O F * [V_{(i+1)}^2 - V_i^2]$ 20
- * 再度、V_i のみにおける C * V² を計算するために、それでも、現在の間隔のために得られた最大勾配を使用する (グリッド重畳ファクタを用いて、 * または用いずに)。
- * 2) 全てのグリッド電圧間隔が遂行されるまで、次に高い電圧間隔について * 上記述ステップを繰り返す。
- * * * * * 削除されたスタッフの終わり

【 0 0 5 7 】

Cファクタ電圧グリッド計算及びグリッドへの適合 :

これは、1996年9月26日に変更されたアルゴリズムである (古いバージョンに関しては上述したので参照されたい)。 30

- 1. 周波数、角度、送信焦点、及びアポジゼーション型の各独特のセット毎に V p p の関数として全ての“生” Cファクタを計算し、このセットを“ケース”と呼ぶ。次いで x の関数として y を計算する (y は C - f a c t o r * V p p² であり、x は V p p である。最終適合は y 対 x の区分的線形曲線であろう)。
- 2. 各ケース毎に、x - y 対及び点 (0 , 0) の部分集合からなるその凸のハルを計算する。ハルは、先ず点 (0 , 0) をそれへ加算することによって計算する。次いで、最大勾配を有する x - y 対を見出し、それをハルへ加算する。次に、x > x₀ 及び y > y₀ を有する生 x - y 対を見出す (x₀ - y₀ は最後のハル点であり、これも最大 x 及び y 値を有する点である)。これは x₀ - y₀ から計算された最大勾配を有している。即ち 40
- 全ての x_i > x₀ 及び y_i > y₀ について、
最大勾配 (x_i , y_i) = (y_i - y₀) / (x_i - x₀)
- 換言すれば、次のハル点は (x_i , y_i) であり (但し、x_i > x₀ 及び y_i > y₀ である)、勾配 (x_i , y_i) は x_j > x₀ 及び y_j > y₀ を有する全ての点の最大である。x_i > x₀ 及び y_i > y₀ を有する生の点をそれ以上見出すことができなくなるまで、繰り返してハル点を加算する。

【 0 0 5 8 】

- 3. 初期 x グリッド値を、將に 2 つの値、即ち全てのハルのケースについて 0 及び最大 x にセットする。
- 4. 各ハルのケースを、以下のようにしてグリッドに適合させる。 50

点 (0 , 0) を適合に加算する。次いで、各 x グリッド値毎に、先行 x グリッド値からの最大勾配 $w \cdot r \cdot t$ を計算し、その先行グリッド点 (x , y) からの勾配を有する線と、現在のグリッド線 (x グリッドを通る垂直線) との交わりを計算する。これが、新しいグリッド点である。次いで、全てのグリッド点がカバーされるまで繰り返す。換言すれば、次の y グリッド = 最後の y グリッド + 最大勾配

* (次の x グリッド - 最後の x グリッド)

但し、全ての $x_i >$ 最後の x グリッド、及び $y_i >$ 最後の y グリッドについて、最大勾配 = ($y_i -$ 最後の y グリッド) / ($x_i -$ 最後の x グリッド) の最大である。

もし、最大勾配が 0 または負であるか、またはもし $x >$ 最後の x グリッド点を有するハル点が存在しなければ、最後のハル点から、以下のように補外する。

$y (x \text{ グリッド }) = (\text{最大 } y \text{ ハル} / \text{最大 } x \text{ ハル}) * x \text{ グリッド}$

注：最大 x を有するハル点は、最大 y をも有している。

【 0 0 5 9 】

5 . 全てのケースに関して、各ヌル点における、及び各グリッド点におけるハルと適合との間の誤差を計算する。補外は上述した (“一定 C ファクタ補外”) 通りである。もし最大絶対誤差が入力許容差よりも大きければ、別のグリッド点を加える。そのグリッド点は、最大誤差を有する点 (1 つのケースに関して、ハル上の点、またはグリッド上の点の何れか) を見出すことによって選択される。そのケースに関して、次に低いハル点を見出し (それに既にグリッド内でない限り、次に低いものを選択する) 、その点をグリッドへ追加する。

6 . 最大絶対誤差が許容差より小さいか等しくなるまで、ステップ 4 及び 5 を繰り返す。

【 0 0 6 0 】

7 . 次に、再度グリッド点を除去することを繰り返し試みる。全てのケースに関して各グリッド点自体を除去し、最大絶対誤差を計算する。もしこの誤差が許容差より小さいか等しく留まっていれば、その点を除去する。さらなる縮小を達成できるまで、低から高 x 値へ、次いでその逆にグリッドを通過する。

8 . 全てのケースに関して、適合 C ファクタは適合曲線の y / x 比である。V p p グリッドは、x グリッド値の平方根からなる。

注：上述した “全てのケース” とは、I s p t a 及び M I の両者 (及び、全ての周波数、角度、焦点、及びアポジゼーション型) に関することを意味している。

【 0 0 6 1 】

処理：

- 変調周波数、角度、方位送信焦点、及びアポジゼーション型の個別の各値毎に、測定された、及びモデルパラメータ (組織減衰された) を計算し、比を形成する。これが、電圧の関数としての C ファクタである。C ファクタ、電圧 (V p p) 、及び測定の出力搬送波周波数を記録する。ここで、拒絶基準を適用し、測定 / 電氣的 の比がオプション入力範囲外にある測定を無視する (音響変換の場合のように) 。

- 各ケース毎に、上述したようにグリッド及び適合 C ファクタを計算する。

- 3 つの各独立パラメータ (角度、焦点、アポジゼーション型) 毎に、(平均された) 出力搬送波周波数によって C n 値を分類し、そのリストを (個別の ; 分類された) 変調周波数に再サンプルする。

- これにより、焦点及び角度を再サンプルすることによって (但し、アポジゼーション型は再サンプルされない。上述した方位ビーム幅ファクタに関する処理の注を参照されたい) 孔が充填されている規則的な矩形の 4 つの次元の表が得られる。

【 0 0 6 2 】

オプション (テンプレートファイル : s p c a l c . o p t i o n s 内のコメント参照)
:

- 低及び高 拒絶比 (音響変換参照)

- グリッド計算及び適合のための最大絶対誤差 (%)

- C _ i s p t a のための範囲処理 (前述した : 測定範囲における比を計算して最大を採

10

20

30

40

50

るか、「または」、測定範囲の `meas-term` の最大を採って $z = 0$ 及び焦点の `calc-term` の最大を採り、比を形成するの何れかを参照)

- 省略時値によって、`spc_val.dat` ファイルの代わりに、`spc_vsub.dat` ファイル及び `spc_vcfa.dat` ファイルを作る。

- - - - -

【0063】

9) `c_mi:MI c-factor:`

`c_mi(freq, ang, tx, apod)[1] = (MI_meas / MI_calc)2 の meas (全てについての) の最大 (loc, f#, cyc) の`

`MI_meas[1] = Pr(z)[MPa] / Mpa * sqrt(10-0.003 * freq[MHz] * z[mm]) / sqrt(freq[MHz] / MHz` 10

`MI_calc = max over z [W_min_a[W] * [g/cm3] * c[mm / μs] * 10-0.003 * freq * z /`

`A_ee_beam(z)[mm2] * freq[MHz]]1/2`

実際には、“`max over z`” とは、 $z = 0$ 、 $z = z_elev_focus$ 、及び $z = z_focus$ において評価し、これらの最大を採ることを意味する。

注： $Pr^2 = (W_min_ac / A_ee_beam) * c$

= 水の密度 1 g/cm³

$c =$ 水中の音速 1.5246 mm/μs

$W_mim_ac = a(freq) * W_mim_el$ 20

$A_ee_beam = Lx(z) * Ly(z)$

電圧グリッド値 V_n ($n = 1 \dots N$) のための C_n 値の計算は、`C_issppa` に関する計算と同様である。

【0064】

処理：

`C_issppa` についてと同様である。

【0065】

オプション (テンプレートファイル: `spcalc.options` 内のコメント参照)

：

`C_issppa` に適用されるオプションの3つが `C_mi` にも適用される。 30

- 低及び高 拒絶比 (音響変換参照)

- 出力グリッド電圧のセット

- 電圧グリッド重畳ファクタ (`C_isspta` 参照)

- 省略時値によって、`spc_val.dat` ファイルの代わりに、`spc_vsub.dat` ファイル及び `spc_vcfa.dat` ファイルを作る。

- - - - -

【0066】

電氣的コンダクタンスの再スケール:

`usm` マシンは、3つの項 (平均パルス電力、及び最小及び最大パルス電力) に3つの項、即ち、電圧項、アポジゼーション合計項、及び電氣的コンダクタンスを乗ずることによって電力項を計算する。この電氣的コンダクタンスは、マシンへの電力管理によって与えられる表である。この表は、電氣的コンダクタンス (単位: μモー) 対出力搬送波周波数の対からなる。オンライン動作中に、それは、現在の出力搬送波周波数のための電氣的コンダクタンス値を発生させるために補間される。 40

`spcalc` は、測定が完了した後に、電氣的コンダクタンスを変化させる能力を与える。それは、電氣的コンダクタンス対出力搬送波周波数の新しい表を採り、この新しいコンダクタンスに従って電力項を再スケールする。勿論、これはモデルパラメータ、即ち音響変換及び C ファクタを変化させることになる。

同じ電氣的コンダクタンス表を、`spcalc` への入力として使用されたマシン内へロードすることが重要である。 50

【0067】

ここに公式が存在する：

old_conductance [μ モ-] 測定中にマシンから読出す
 old_W_pa_el [W] 測定中にマシンから読出す
 old_W_min_el [W] 測定中にマシンから読出す
 new_conductance [μ モ-] 新しい値：分離した入力表から s p c a l c
 cへ補間

電力値（音響変換、Cファクタ）を使用する上式の全てにおいて、次のことを行う。

$W_pa_el = old_W_pa_el * new_conductance / old_conductance$

$W_min_el = old_W_min_el * new_conductance / old_conductance$

【0068】

電力測定中に必要な Acqによって計算されるパラメータの概要：

信号ライン送信パラメータ、Plus

a0x [mm] : 送信方位開口

W_pa_el [W] 電気パルス平均エネルギー

W_min_el [W] 電氣的最小ピークエネルギー（負に移行するピーク）

V [V] 送信電圧

conductance [μ モ-] :

elec - [μ s] :

【0069】

電力計算の出力（spcalc）：

出力は2回生成される。即ち、1回はZのためにフォーマットされ、1回はSのためにフォーマットされる。プログラムは、出力フォーマットを説明するテキストファイルをも発生する。ターンオンすることができるデバッグ出力ファイルも存在する。これらは、“説明ファイル”内にも記述される。

【0070】

Zのための出力：

注：これは、現在も未だにそのモデルの初期バージョンと後方互換的なフォーマットである。幾つかのオプション（spcalcオプション内の）を正しくセットしなければならない（オプション入力ファイルを参照されたい）。また、方位bファクタは、後方互換性のために1.5で除される。

出力はmg1フォーマットであり、各PMSパラメータ毎の表と共に単一のファイルにされる。各表は、パラメータ値及び独立パラメータのためのグリッドサンプル値を記録している。

1) 音響変換：2Dテーブル

ac-conv a(freq)

2) 迎角焦点及び最小ビーム幅：3Dテーブル

z_el LOy(freq, angle) freq angle

3) 方位ビーム幅パラメータb：3Dテーブル

b(freq, angle) / 1.5 freq angle

4) Isppa C-factor

C freq angle tx apod volt

5) MI C-factor

C freq angle tx apod volt

【0071】

Sのための出力：

1) Sは、6つの全ての次元においてオンライン補間を行い、従ってイメージングスペックは、正確にpms計算手順を格納する。即ち、イメージングスペックが作られる時には

10

20

30

40

50

、補間または再サンプリングは存在しない。

2) 省略時には、3つの表を充填する3つのデータファイルを生成する。これらのファイル(表)は、`s p c _ g r i d . d a t (p m s _ m e a s _ g r i d)`、`s p c _ v s u b . d a t (p m s _ m e a s _ s u b _ v a l u e s)`、及び`s p c _ v c f a . d a t (p m s _ m e a s _ c _ f a c t o r)`である。後方互換性に関して、2つのデータファイル、即ち、`p m s _ m e a s _ g r i d`表を充填するための`s p c _ g r i d . d a t`及び絶対`p m s _ m e a s _ v a l u e s`表を充填するための`s p c _ v a l . d a t`を生成することができる。`p m s _ m e a s _ g r i d`は6つの独立変数(周波数、角度、焦点、アポジゼーション型、サイクル、電圧)を含み、他の表は9つの従属変数を含む。

3) `p m s _ m e a s _ s u b _ v a l u e s`表は、独立変数、即ち周波数、角度、アポジゼーション型、及びサイクルカウントに従属する。`p m s _ m e a s _ c _ f a c t o r`は、周波数、角度、焦点、アポジゼーション型、及び電圧に従属する。データを2つの表に分割することによって、ISデータベースのためのストレージを大幅に節約することができる。

`p m s _ m e a s _ v a l u e s`表は、全てのデータを単一の表内へ管理する。これは、`s p c a l c`オプション“`m a k e _ s p c _ v a l . = 1`”を通して未だに支援されている。省略時には、2つの新しい表、即ち`p m s _ m e a s _ s u b _ v a l u e s`及び`p m s _ m e a s _ c _ f a c t o r`のためのデータが代わりに作られる。

【0072】

4) 2つの表`p m s _ m e a s _ s u b _ v a l u e s`及び`p m s _ m e a s _ c _ f a c t o r`は、以下の構造によって収集ソフトウェア内に表される。

```
struct PmsMeasSubValuesIsm
```

```
{
    Float  acoustPulseAvgConv;
    Float  acoustPulseMaxConv;
    Float  elevFocusMm;
    Float  elevMinBwidthMm;
    Float  elevEffAperFactor;
    Float  azimBFactor;
    Float  aximEffAperFactor;
```

```
};
```

and

```
struct PmsMeasCFactorIsm //PMS data C factor values
```

```
{
    Float  isppaCFactor;
    Float  miCFactor;
};
```

(both from the AcqIsmDataStruct.h file)

【0073】

“9”のテーブルは、各パラメータ毎の列を有し、その6次元マトリックスは列ベクトルとして線形の態様で格納される。実際には、これは、これに似た構造の配列を意味する。

。

```

struct PmsMeasValuesIsn    //PMS data values
{
    Float  acoustPulseAvgConv;
    Float  acoustPulseMaxConv;
    Float  elevFocusMm;
    Float  elevMinBwidthMm;
    Float  elevEffAperFactor;
    Float  azimBFactor;
    Float  aximEffAperFactor;
    Float  isppaCFactor;
    Float  miCFactor;
};

```

10

従って、例えば、もし3つの周波数、2つの角度、5つの焦点、4つのアポジゼーション、6つのサイクル、及び7つの電圧を“悉く”測定すれば、表は、
 $3 \times 2 \times 5 \times 4 \times 6 \times 7 = 5040$ 行
 を有することになる。

【0074】

5) 6つの各独立パラメータ毎のサンプルグリッド値も、単一の表内にパックされる。それは、各パラメータ毎に1つずつの計6つの列を有している。行の数は、4つのパラメータの何れかのための値の最大数である。従って値リストが行数よりも短いパラメータの場合には、列ベクトルにターミネータ値を詰める。

20

```

struct PmsMeasGridIsn    //PMS grid definition
{
    Float  outputCarrierFreqMhz;
    Float  usLineAngleDeg;
    Float  xmtFocusDepthMm;
    Int    baseApodId;
    Float  cycleCount;
    Float  xmtVppV;
};

```

30

従って、上例(3周波数、2角度、5焦点、4アポジゼーション、6サイクル、7電圧)においては、この表は7行を有することになる。周波数、角度、アポジゼーション、及びサイクルに関しては、少なくとも4、5、2、3、及び1行がターミネータ値(多分、-1000000)を有するようになる。

【0075】

注:

1) `s p m e a s` は角度を測定することを試みる。

もし、迎角焦点を見出すことができなければ(それが浅過ぎるために)、プログラムはそのように“言う”が、進行はしない。

もし特定の送信焦点のピークを見出すことができなければ、プログラムは次の送信焦点へ移る。極めて大きい角度の場合には、多分送信焦点はデータを有していないであろう。これらの孔は、出力グリッドへ再サンプルすることによって充填されよう(既述)。

40

【0076】

出力搬送波周波数のジッターの取扱いの要約説明:

これは、種々の“処理”セクションにおいて説明したものの要約である。

1) 個別の変調周波数のリストを見出す。これらの値は、出力(サンプル)グリッド出力搬送波周波数としても役立つ。

2) 個別の角度、送信焦点、アポジゼーション型、及びサイクルのリストを見出す。

3) 出力搬送波周波数及びサイクルの個別の各出力グリッド値対毎に;

全ての音響変換に関して重み付き合計平均を計算する。

50

出力グリッド点に“より近い”測定は、“より遠い”測定よりも大きい重みを有している。それでも、全ての測定は単一のグリッド点として平均される。

4) 個別の出力搬送波周波数及び個別の角度毎に、“z_e l”及び“L 0 y”及びeファクタf_o cを計算して平均し、これら3つを出力グリッド周波数値のリストへ戻して補間する。

5) 個別の出力搬送波周波数及び個別の角度及びアポジゼーション型毎に、方位bファクタ及びeファクタ及びf_o cを計算して平均し、これら3つを出力グリッド周波数値のリストへ戻して補間する。

6) 個別の変調周波数、角度、送信焦点、アポジゼーション毎に、C(V)を計算し、f_o cを平均する。

7) C(V)から、C_n(V_n)を決定する。

8) それらを出力搬送波周波数の出力リストへ戻して補間する。

【0077】

オンラインPMSモデル計算:

(以前は: “pms.online”音響及び熱的パラメータのオンライン計算)
(Stefan Schmitz: 94/01/31)

(改訂: 97/05/06)

(改訂: 97/10/16 rel 2.5のためのz=0についてIspta変化)

(移動: 98/04/07 to/people/pmsw/dev/spcalc; put under SCCS was in
interleaf; made sofutlink there:

System5→Acuson→adia→Scanning-specs→
Other-Features→mps_calc)

【0078】

このドキュメントは、Sequoiaが動作している時のSequoiaによる音響及び熱的パラメータの計算を記述する。これらのパラメータは、FDA及び内部規則のためのものである。幾つかのパラメータは調整され、他のパラメータは単に表示されるだけである。

2つのグループ、即ち、単一の発射に適用される短時間一定パラメータ(STC)、及び長時間(フルフレーム)にわたって平均される長時間一定パラメータ(LTC)が存在する。

【0079】

STC:

- 1) Isppa_t
- 2) MI

LTC:

- 4) Ispta_t
- 5) TIS, TIB, TIC
- 6) dT_skin, dT_air

IEC 1157のためのパラメータ

ヘッドルーム

注: 次元は [] で示す。例えば、[mW / cm²]

[1] は無次元であることを意味する。

【0080】

10

20

30

40

1) $I_{sppa_t} [W/cm^2]$

$$I_{sppa_t} [W/cm^2] = 100 * \max \text{ over } z [c_sppa[1] * (W.3_pa_acoust[W] / A_ee_beam[mm^2])]$$

$$A_ee_beam(z, freq, ang, zfx, a0x, apod) [mm^2] = Lx[mm] * Ly[mm]$$

$$Lx(z, freq, ang, zfx, a0x, apod) [mm]$$

$$= LOx[mm] * [1 + \{ (LSx[mm] / LOx[mm])^2 - 1 \} * \{ 1 - (z[mm] / zfx[mm]) \}^2]^{1/2}$$

$$LSx = a0x * \text{azimBwidthAtSurface-fraction}$$

$$LOx[mm] = (cH20[mm/\mu s] / freq[MHz]) * (zfx[mm] / a0x[mm]) \quad (= b \lambda f \text{ 数})$$

$$Ly(z, freq, ang) [mm]$$

$$= LOy[mm] * [1 + \{ (LSy[mm] / LOy[mm])^2 - 1 \} * \{ 1 - (z[mm] / zfy[mm]) \}^2]^{1/2}$$

$$LSy = a0y * \text{elevBwidthAtSurface-fraction}$$

$c_sppa[1] * V^2 = V^2$ 内に区分的線形としてモデル化され、イメージングスベックからの幾つかの値対 (V_n, C_n) ($n = 1 \dots N$)によって記述される。

これは、 C が

$$C(V) * V^2 = \alpha * C_n * V_n^2 + (1 - \alpha) * C_{n+1} * V_{n+1}^2$$

のように補間されることを意味する。

ここに、 $V_n < V \leq V_{n+1}$

$$\alpha = (V_{n+1}^2 - V^2) / (V_{n+1}^2 - V_n^2)$$

または

$$C(V) = \beta * C_n + (1 - \beta) * C_{n+1}$$

$$\beta = (V^2 - V_n^2) / (V_{n+1}^2 - V_n^2)$$

ここに、 $V^2 = V_{n+1} * V_n / V$

$W.3_pa_acoust[W]$

$$= aAvg(freq, cyc) [1] * W0_pa_elec[W] * 10^{-0.003} * freq[MHz] * z[mm]$$

$W0_pa_elec[W]$

$$= 10^{-6} * g(freq) [\mu \text{モ一}] * Asq_unsc_sum(apod, f\#) [1] * V_pulse_rms^2 [V^2]$$

[0 0 8 1]

$\text{azimBwidthAtSurface-fraction(e-factor)}$ 測定/ISからのモデルパラメータ

$\text{elevBwidthAtSurface-fraction(e-factor)}$ 測定/ISからのモデルパラメータ

$b(freq, ang, apod) [1]$ 測定/ISからのモデルパラメータ

$a0x[mm]$ ACQからの方位開口

$zfx[mm]$ ACQからの焦点距離

$freq[MHz]$ ACQからの出力搬送波周波数の

-3 dB中心周波数

$a0y[mm]$ ISからの迎角開口

$LOy(freq, ang) [mm]$ 測定/ISからの迎角最小e-eビーム幅

$Zfy(freq, ang) [mm]$ 測定/ISからの迎角焦点距離

$C_sppa_grid_val(freq, ang, ztx, apod) [1]$ 測定/ISからのモデルパラメータ

$Vpp_sppa_grid(freq, ang, ztx, apod) [V]$ 測定/ISからのモデルパラメータ

$aAvg(freq, gNumber) [1]$ 測定/ISからのモデルパラメータ

$g(freq) [\mu \text{モ一}]$ ISからの電気コンダクタンス

(x_{dcr} グループまたは熱測定から)

$Asq_unsc_sum(apod, f\#) [1]$ 中心線のアポジゼーションプロファ

イルの平方し、合計したアポジゼーション値; ACQによって計算

$V_pulse_rms[V]$ 正規化されたアポジゼーションのため

にパルスの送信電圧のrms; ACQ

によって計算

幾つかの送信成分の組み合わせ: 最大を探る

10

20

30

40

50

【 0 0 8 2 】

2) MI[1]:

機械的インデックス

$$MI[1] = [c_mi[1] * (W_3_min_acoust[W] * \rho [g/cm^3] * c_H20[mm/\mu s] / A_ee_beam[mm^2] * freq[MHz]) * (MHz / MPa^2)]^{1/2}$$

c_mi[1]=c_isppaに類似のモデルパラメータ

W_3_min_acoust[W]

$$= aMax(freq, cyc)[1] * W0_min_elec[W] * 10^{-0.003} * freq[MHz] * z[mm]$$

W0_min_elec[W]

$$= 10^{-6} * g(freq)[\mu\text{モ一}] * Asq_unsc_sum(apod, f\#)[1] * V_min^2 [V^2]$$

aMax(freq, gNumber)[1]

測定/ISからのモデルパラメータ

g, Asq_unsc_sum(apod, f#), A_ee_beam: 上記参照

V_min(pulse shape) [V²]

正規化されたアポジゼーションのための送信電圧の最小

V_min=V_max=Vpp/2

Vpp

送信電圧のp-p

 $\rho = 1 \text{ g/cm}^3$ 水の密度; 一定 (1 g/cm³)c_H20=1.5246 mm/ μ s

音速: 一定 (水中)

幾つかの送信成分の組合わせ: 最大を採る

10

20

【 0 0 8 3 】

3) Ispta_t (Sequoiaソフトウェアバージョン1.61で開始、2.5に変化)

$$Ispta_t[mW/cm^2] = 100 * \max \text{ over } z [c_sppa[1] * (W_3_rms_acoust[mW] / A_ispta(z)[mm^2])]$$

W_3_rms_acoust[mW]

$$= aAvg(freq)[1] * W0_rms_elec[mW] * 10^{-0.003} * freq[MHz] * z[mm]$$

W0_rms_elec[mW]

$$= 10^{-3} * g(freq)[\mu\text{モ一}] * Asq_scan_sum[1] * V_total_rms^2 [V^2]$$

表面におけるA_ispta (z=0):

$$A_ispta(z=0) = (Lx(z=0)[mm] + Res_box_size(z=0)[mm]) * Ly(z=0)[mm]$$

(注: z > 0とは異なる表面におけるIsptaを計算するためにリリース2.5を導入した。z = 0の場合、先の1.61公式に戻した。)

30

【 0 0 8 4 】

$z > 0$ の場合の A_{ispta} :

$A_{ispta}(z > 0) = Ispta$ 等価面積 $= num_lines * Lx * Ly / BOF$

$1/A_{ispta} = BOF / num_lines * Lx * Ly$

BOF :

もし $Lx < Res_box_size$ ならば、

$BOF = [1 + \{ Lx * (num_lines - 1) / Res_box_size \}]$

もし $Lx \geq Res_box_size$ ならば、

$BOF = num_lines$

$1/A_{ispta}$:

もし $Lx < Res_box_size$ ならば、

$1/A_{ispta} = [1 + \{ Lx * (num_lines - 1) / Res_box_size \}] /$
 $num_lines * Lx * Ly$

10

もし $Lx \geq Res_box_size$ ならば、

$1/A_{ispta} = 1 / Lx * Ly$

$Lx(z)$ [mm], $Ly(z)$ [mm]

中心線の場合、Isppa参照

c_sppa [1]

中心線の場合、Isppa参照

$Asq_scan_sum(apod, f\#)$ [1]

アポジゼーションプロファイルについて平方され、合計され、次いで1フレーム内の成分の発射について平均されたアポジゼーション値; ACQによって計算

V_total_rms [V]

正規化されたアポジゼーションのために全ての時間の送信電圧のrms値; ACQによって計算

20

$Res_box_size(z)$ [mm]

z の関数としてのRES/PANボックス寸法; 開始及び終了線及び走査ジオメトリに依存してACQによって計算

直線: $r = (終了線 - 開始線 + 1) * 線間隔$ [mm]

ベクトル、湾曲した線、セクター: アーク

$r = (終了線 - 開始線 + 1) * 線間隔 * 半径$

num_lines

走査線の数

30

【 0 0 8 5 】

$z > 0$ の場合の A_{ispta} の導出

$Ispta = c * (PII.3_0 * FSC * BOF / FT)$

$W.3 = sum(PII.3) * Lx * Ly / FT$

$sum(PII) = PII_0 * FSC * num_lines$

$Ispta = c * (PII.3_0 * FSC * num_lines * Lx * Ly / FT * A_{ispta})$

$= c * (PII.3_0 * FSC * BOF / FT)$

ここに、

$sum(PII)$ = 走査の全ての線の合計

FT = フレーム時

PII.3_0 = 中心線 (または、Isptaが採られる線) のPII.3

FSC = フローサンプルカウント (リバープ、再発射、“動作促進処置”を含む各走査線の発射の合計数)

40

BOF = ビーム重畳ファクタ

$\geq BOF = num_lines * Lx * Ly / A_{ispta}$

$A_{ispta} = num_lines * Lx * Ly / BOF$

【 0 0 8 6 】

幾つかの走査モードの組み合わせ:

$I s p t a_t$ は、多分分離した限度を用いて各モード毎に別々に管理される。しかし、合計 $I s p t a$ はモード全体の和である。

【 0 0 8 7 】

50

以下に、今では時代遅れのモデルを説明する：

3) Ispta t (Sequoiaリリース1.61以前)

```
#Ispta_t[mW/cm2]=100 * max over z [c_sppa[1]
#
#      * (W.3_rms_acoust[mW]/A_ee(z)[mm2)] ]
# W.3_rms_acoust[mW]
#   =aAvg(freq)[1] * WO_rms_elec[mW] * 10-0.003 * freq[MHz] * z[mm]
# WO_rms_elec[mW]
#   =10-3 * g(freq)[μモ-] * Asq_scan_sum[1] * V_total_rms2 [V2]
# A_ee_scan[mm2]= (Lx(z)[mm]+Res-box-size(z)[mm]) * Ly(z)[mm]
# Lx(z)[mm], Ly(z)[mm]      中心線の場合、Isppa参照
# c_sppa[1]                  中心線の場合、Isppa参照
# Asq_scan_sum(apod, f#)[1] アポジゼーションプロファイルについて平方
#                             され、合計され、次いで1フレーム内の成分
#                             の発射について平均されたアポジゼーション
#                             値；ACQによって計算
# V_total_rms[V]            正規化されたアポジゼーションのために全
#                             ての時間の送信電圧のrms値；ACQによっ
#                             て計算
# Res-box-size(z)[mm]      zの関数としてのRES/PANボックス寸法；
#                             開始及び終了線及び走査ジオメトリに依存
#                             してACQによって計算
#                             直線：r=(終了線-開始線+1) * 線間隔
#                             [mm]
#                             ベクトル、湾曲した線、セクター：アーク
#                             r=(終了線-開始線+1) * 線間隔 * 半径
```

10

20

【 0 0 8 8 】

5) T I [1]

熱的インデックス

	走査された：B, F	走査されていない：M, F-M, PW, CW
TIS	式 A (表面)	A_aper[mm ²] > 100 mm ² : 式 B (深さ) A_aper[mm ²] ≤ 100 mm ² : 式 C (表面)
TIB	式 A (表面)	式 D (深さ)
TIC	式 E (表面)	式 E (表面)

30

大開口：A_aper > 1 cm²

小開口：A_aper ≤ 1 cm²

【 0 0 8 9 】

組合わせ T I :

N = フレーム内の N 番目の送信成分
SUM = N の合計または N の適切な部分集合
MAX = 2 つの項の最大
X = S, C, または B の 1 つ
とする。

一般的には：

T I X = M A X [S U M (T I X _ N _ s u r f a c e) , S U M (T I X _ N _ d e p t h)]

詳述すれば：

40

50

T I S = M A X [S U M (T I S _ N _ s c a n n e d) + S U M (T I S _ N _ u n s c a n n e d _ s m a l l _ a p e r) , S U M (T I S _ N _ u n s c a n n e d _ l a r g e _ a p e r)]

T I S F S U M (T I S _ N _ u n s c a n n e d _ l a r g e _ a p e r) (定 義 : 特 別 な 追 加)

T I B = M A X [S U M (T I B _ N _ s c a n n e d) , S U M (T I B _ N _ u n s c a n n e d)]

T I C = S U M (T I C _ N)

また、換言すれば：

T I S = M A X [S U M (T I _ A) + S U M (T I _ C) , S U M (T I _ B)] 10

T I B = M A X [S U M (T I _ A) , S U M (T I _ D)]

T I C = S U M (T I _ E)

T I S F S U M (T I _ B)

【 0 0 9 0 】

公式（表面）：

式 A : T I _ A = W 0 1 [m W] * f r e q [M H z] / 2 1 0 * m W * M H z (T I S または T I B ; 走 査 さ れ た ; 表 面)

式 C : T I _ C = W 0 [m W] * f r e q [M H z] / 2 1 0 * m W * M H z (T I S ; 走 査 さ れ て い な い ; 表 面 ; 小 開 口)

式 E : T I _ E = W 0 [m W] * (1 0 m m) / 4 0 * D e q [m m] * m W 20

注 : 1 0 m m (オ リ ジ ナ ル 1 c m) (T I C ; 走 査 さ れ た , ま た は さ れ て い な い ; 表 面)

【 0 0 9 1 】

公式（深さ）：

式 B : T I _ B = (f r e q [M H z] / 2 1 0 * m W * M H z) * m a x (z > z _ b p [m i n (W . 3 (z) [m W] , I s p t a _ t (z) [m W / c m ^ 2] * 1 c m ^ 2)]) (T I S ; 走 査 さ れ て い な い ; 深 さ ; 大 開 口)

【 0 0 9 2 】

最大 - 最小決定：

最小 (W , I) の z > z _ b p の最大に関しては3つのケースだけを検討すればよい。

ケース1 : W . 3 (z _ b p) < I t a . 3 (z _ b p) 従って最大 - 最小 = W . 3 (z _ b p)

ケース2 : W . 3 (z _ b p) > I t a . 3 (z _ b p) 及び z > z _ b p に関して少なくとも1つのクロスオーバーが存在する。

z _ x o をそれらの最小であるものとすれば、

最大 - 最小 = m a x [W (z _ x o) , I t a . 3 (z _ b p < z < z _ x o)]

ケース3 : W . 3 (z _ b p) > I t a . 3 (z _ b p) 及び z > z _ b p に関してクロスオーバーは存在しない。従って、

最大 - 最小 = I t a . 3 (z) の z > z _ b p の最大 40

【 0 0 9 3 】

要約：

$W.3(z_{bp}) \leq Ita.3(z_{bp})$	$W.3(z_{bp})$
$W.3(z_{bp}) > Ita.3(z_{bp}) \&\& W.3(z_{xo}) = Ita.3(z_{xo})$	最大 $Ita.3(z_{bp} < z < z_{xo})$
$W.3(z_{bp}) > Ita.3(z_{bp}) \&\& \text{クロスオーバー無し}$	最大 $Ita.3(z > z_{bp})$

式 D : T I _ D = 次の内の最小値

$$50 \text{ mW}^{-1} * [W . 3 (z B . 3) [\text{mW}] * I s p t a . 3 (z B . 3) [\text{mW} / \text{cm}^2] * \text{cm}^2 ,$$

$$4 . 4 \text{ mW}^{-1} * W . 3 (z B . 3) [\text{mW}]]^{1 / 2}$$

(T I B ; 走査されていない ; 深さ)

ここに、

$$W 0 [\text{mW}] = W 0 _r m s _a c o u s t [\text{mW}] = a (f r e q) [1] * W _r m s _e l e c [\text{mW}]$$

(上記参照) : 平均音響パワー

$$W 0 1 [\text{mW}] = W 0 1 _r m s _a c o u s t [\text{mW}] = a (f r e q) [1] * W 0 1 _r m s _e l e c [\text{mW}]$$

10

活動開口の中心の 1 cm を通る平均音響パワー

$$W 0 1 _r m s _e l e c [\text{mW}] = 1000^{-1} * g (f r e q) [\mu \text{モ-}] * A 0 1 [1] * V _t o t a l _r m s^2 [\text{V}^2]$$

$$W . 3 [\text{mW}] = W . 3 _r m s _a c o u s t [\text{mW}] = W 0 [\text{mW}] * 10^{-0} . 003 * f r e q [\text{M H z}] * z [\text{m m}]$$

I s p t a _t [mW / cm²] (上記参照)

A 0 1 [1] : 1 cm 長開口 (中心 1 cm) について平方された 1 cm の走査され・合計されたアポジゼーション値 ; 成分のフレームの N 番目の発射の場合中心 1 cm で打ち切られたアポジゼーションプロファイルを平方し、合計する ;

次いでこの成分のフレームを構成している全ての縁について平均する ;

20

A C Q によって計算

$$D e q [\text{m m}] = [(4 / P I) * A _a p e r [\text{m m}]]^{1 / 2}$$

$$z _b p [\text{m m}] = 1 . 5 * D e q [\text{m m}]$$

A _a p e r [m m²] : 活動開口面積

$$A _a p e r [\text{m m}^2] = a 0 y [\text{m m}] * a 0 x _s c a n n e d _1 2 d b [\text{m m}]$$

a 0 x _s c a n n e d _1 2 d b [m m] : 走査された活動開口のサイズ、

即ち、V _r m s - 1 2 d B m a x (V _r m s) を有する全ての

要素からなる開口

A C Q によって計算

もし A _a p e r > 1 c m² = 100 m m² ならば、大開口

30

もし A _a p e r < 1 c m² = 100 m m² ならば、小開口

z B . 3 深さ : W . 3 (z) * I s p t a _t (z) を最大にするか、または同様に、

0 . 6 でデレートされた I s p t a を最大にする

【 0 0 9 4 】

成分の合計及び V 依存性 :

表面及びある深さにおける T I を互いに加え合わせ、2つの合計の最大を求める。W から計算された全ての T I 項については V² 依存性を使用し、I s p t a または平方根 (I s p t a) から計算された全ての T I 項については I s p t a C フアクタまたはその平方根を使用する。

N = N 番目の成分とし、

40

X バー = S , B , または C とすれば、

各 X = S , B , C 毎に、

$$T I X = \max (T I X _s u r f a c e , T I X _d e p t h)$$

注 : 電圧でスケール : 全ての W は V² に比例し、一方 I s p t a は I s p p a - C - f a c t o r 挙動を使用する。

- - - - -

【 0 0 9 5 】

6) T : x d c r 表面における温度上昇

$$d T _s k i n / a i r [\text{C}]$$

$$= 1000^{-1} k _s k i n / a i r [\text{C} / \text{W}] * A p e r F c t (S F S A) [1]$$

50

* W0_rms_elec [mW]

k_skin/air:ヘッド容量 [C/W]; 熱測定から;

gel/air及びgel/skinの場合はISから

AperFct:開口関数

AperFct = min (AperFct_max , AperFct_slope * SFS A + AperFct_intercept)

ISからのAperFct_max , AperFct_slope , AperFct_intercept:熱測定から

SFS A:静止断片表面積

活動走査された開口のサイズの測度

SFS A = 成分に関する全ての発射のスパンされた開口 / max_xdcr_aperture

以下のように近似する。

SFS A = a0x_scanned_12db [mm] / max_a0x_aperture [mm]

「スパンされた」: スパンされた開口のための成分カウントについてあるフレーム中の何
等かの発射の部分である全ての要素のことをいう。

W0_rms_elec [mW]

= 1000⁻¹ * g(freq) [μモ-] * Asq_scan_sum [1] * < V² >_rms [V²]

注: A128に関して現れる走査ファクタ(SF)は、ACQによるW0_rms計算において斟酌される。

- - - - -

【0096】

IEC1157のためのパラメータ:

最大アンデレーテッドレアフラクショナル圧力: Pr.0:

Mpaで表された最大アンデレーテッドレアフラクショナル圧力。

これは、次の2つの相違点を除いて、本質的にMIと同一である。

- 周波数による除算は行わない。

- 組織のデレションは行わない。

Pr.0 = max over z * MI[1] = [c_mi[1] * (W0_min_acoust[W] * ρ[g/cm³] * c_H20[mm/μs] / A_ee_beam[mm²]) * (1 / MPa²)]^{1/2}

c_mi[1] = MI-C-factorパラメータ (MIに関するものと同じ)

W0_min_acoust[W] = aMax(freq, cyc)[1] * W0_min_elec[W]

W0_min_elec[W]

= 10⁻⁶ * g(freq) [μモ-] * Asq_unsc_sum(apod, f#)[1] * V_min² [V²]

aMax(freq, gNumber)[1]

測定/ISからの音響変換モデルパラメータ

g[freq]

電氣的コンダクタンス[μモ-] (モデルパラメータ)

Asq_unsc_sum(apod, f#), A_ee_beam:

上記参照

V_min(pulse shape) [V²]

正規化されたアポジゼーションのための送信電圧の最小

V_min = V_max = Vpp / 2

Vpp

送信電圧のp-p

ρ = 1 g/cm³

水の密度; 一定 (1 g/cm³)

c_H20 = 1.5246 mm/μs

音速: 一定 (水中)

幾つかの送信成分の組み合わせ: 最大を採る

【0097】

Ispta.0:

10

20

30

40

50

アンデレーテッド空間ピーク時間平均強度

組織のデレージョンを行わない I s p t a と同一。モード及び順次焦点について加え合わせる。

W 0 :

合計 (アンデレーテッド) 平均音響パワー

$$W.0_rms_acoust[mW]=aAvg(freq)[1] * W0_rms_elec[mW]$$

W0_rms_elec[mW]

$$=10^{-3} * g(freq)[\mu\text{モ一}] * Asq_scan_sum[1] * V_total_rms^2 [V^2]$$

g(freq)

ISからの電気的コンダクタンス (x d c r グループ、または熱測定から)

Asq_scan_sum(apod, f#)[1]

アポジゼーションプロファイルについて平方され、合計され、次いで1フレーム内の成分の発射について平均されたアポジゼーション値; ACQによって計算

V_total_rms[V]

正規化されたアポジゼーションのために全ての時間の送信電圧のrms値; ACQによって計算

【 0 0 9 8 】

I o b :

$$I o b = W 0 / m a x _ a z _ a p e r * m a x _ e l _ a p e r * m a x (s f s a)$$

W 0 : アンデレーテッド平均音響パワー (モード及び順次焦点について合計)

m a x _ a z _ a p e r : 最大方位開口

m a x _ e l _ a p e r : 最大迎角開口

s f s a : 静止断片的表面積 (モード及び順次焦点について合計)

m a x (s f s a) : 全モード及び順次焦点の最大

【 0 0 9 9 】

ヘッドルーム :

x d c r 変化性を斟酌するために、音響及び熱的パラメータ (M I、 I s p p a、 I s p t a、 T I、 T) をある d B ヘッドルームだけ上昇させることができる。このヘッドルームは周波数依存であることができ、イメージングスペックから得られる。(サンプルグリッド) 周波数当たり2つのヘッドルーム、即ち音響パラメータのためのヘッドルーム、及び熱的パラメータのためのヘッドルームが存在する。

オンラインコードは、最後の値を繰り返し (一定補外)、次いで得られた d B 値を使用して音響変換及びヘッド容量をスケールすることによって、周波数内を (d B で) 補間するか、または補外する。

a c o u s t D B : 現出力搬送波周波数に補間された音響ヘッドルーム (d B)

t h e r m D B : 現出力搬送波周波数に補間された熱的ヘッドルーム (d B)

そこで

$$a A v g _ H R = a A v g * 1 0^{a c o u s t D B / 1 0}$$

$$a M a x _ H R = a M a x * 1 0^{a c o u s t D B / 1 0}$$

$$k _ s k i n _ H R = k _ s k i n * 1 0^{t h e r m D B / 1 0}$$

$$k _ a i r _ H R = k _ a i r * 1 0^{t h e r m D B / 1 0}$$

これらの変換及び特定熱ファクタは上式内に使用されている。

【 0 1 0 0 】

10

20

30

40

ISMからのパラメータの要約:

b(freq, ang, apod) [1]	測定/ ISから	
axim E-factor [1]	測定/ ISから	
aOy [mm]	ISからの迎角開口	
LOy(freq, ang) [mm]	測定/ ISからの迎角最小 e - e ビーム幅	
Zfy(freq, ang) [mm]	測定/ ISからの迎角焦点距離	
elev E-factor [1]	測定/ ISからの迎角実効開口	
CO_sppa(freq, ang, ztx, apod) [1]	測定/ ISから	
VO_sppa(freq, ang, ztx, apod) [V]	測定/ ISから	
P+_sppa(freq, ang, ztx, apod) [1]	測定/ ISから	
aAvg(freq, gNumber) [1]	測定/ ISから	10
aMax(freq, gNumber) [1]	測定/ ISから	
g(freq) [μ モー]	測定/ ISからの電気的コンダクタンス	
scan geom info	角度から mm へ拡張された res/pan ボックスを変換するための情報; 測定/ ISから	
k_skin/air [C/W]	測定/ ISからのヘッド容量 (熱的測定)	
AperFct_slope [1]	測定/ ISから (熱的測定)	
AperFct_intercept [1]	測定/ ISから (熱的測定)	
AperFct_max [1]	測定/ ISから (熱的測定)	
Vpp_ref	Can のモデルから	
τ	Can のモデルから	20
V_pulse_rms_ref	Can のモデルから	
electrical conductance [μ モー]	IS から (値対周波数表)	
acoustic headroom [dB]	IS から (値対周波数表)	
thermal headroom [dB]	IS から (値対周波数表)	

【 0 1 0 1 】

Acqによって計算されるパラメータの要約:

freq [MHz]	出力搬送波周波数 (-3dB 中心周波数)	
zfx [mm]	送信焦点距離	
usl angle [deg]	us 線角度	
apod type [1]	送信アポジゼーション型	
Vpp_ref [V]	正規化されたアポジゼーションを有する単一要素のための参照 p - p 電圧 (Can のモデルから)	30
Vpp	正規化されたアポジゼーションのための実際の単一要素 Vpp	
τ [μ s]	Can のモデルからの単一要素送信 e 持続時間	
frame time [μ s]	各モードに割り当てられたフレーム時 (μ s)	
scan area or res/pan-box size [mm]	mm または角度の広がり	
num_lines	走査線の数	

【 0 1 0 2 】

40

a0x[mm]	送信開口	
a0x_scanned_12db[mm]	走査された活動開口のサイズ、即ち特定の送信成分について $V_{rms} \geq -12dB \max(V_{rms})$ を有する全ての要素からなる開口	
Asq_unsc_sum(apod, f#)[1]	中心線のアポジゼーションプロファイルについて平方され、合計されたアポジゼーション値	
Asq_scan_sum(apod, f#, firings in frame)[1]	フレーム内の各発射のアポジゼーションプロファイルについて平方され、合計され、次いでこれらについて平均されたアポジゼーション値；ACQによって計算	10
A01(apod, f#, firings in frame)[1]	1 cmの走査され・合計されたアポジゼーション：1 cm長開口（中心 1 cm）について平方されたアポジゼーション値の合計；成分のフレームのN番目の発射の場合中心1 cmで打ち切られたアポジゼーションプロファイルを平方し、合計する；次いでこの成分のフレームを構成している全ての縁について平均する；ACQによって計算	
【 0 1 0 3 】		20
Vpp[V] ($V_{max} = V_{pp} / 2$)	正規化されたアポジゼーションのためのパルス P-P	
Vpp = Vpp_ref * absolute scale		
ここに、		
Vpp_refはCanのモデルによって計算される。		
(V_{max} またはVppは：		
$(V^2)_{min}(\text{pulse shape (正規化されたアポジゼーションのための送信電圧の自乗の最小)})$ に置換)		
V_pulse_rms[V]	正規化されたアポジゼーションを有する1つの要素のためにパルスについて平均された送信電圧のrms	30
V_pulse_rms = V_pulse_rms_ref * absolute-scale		
ここに、		
V_pulse_rms_refはCanのモデルによって計算される。		
absolute-scale = Vpp / Vpp_ref		
V_total_rms[V]	正規化されたアポジゼーションを有する1つの要素のためにパルスについて平均された送信電圧のrms これは、このモードのためのフレーム内の全ての縁を含む	
従って：		40
$V_{total_rms}^2 = V_{pulse_rms}^2 * \tau * FSC * \text{num_lines} / \text{frame time}$		
ここに、		
V_pulse_rmsは上記参照		
τ はCanのモデルにより立上がり時間として計算されたパルス持続時間FSC		
* num_linesは、フレーム内のモードのための発射の合計数を意味する。		
【 0 1 0 4 】		
<u>アポジゼーション合計の概要：</u>		
A i j = j 番目の走査線についての i 番目の要素のアポジゼーション		
X i j = j 番目の走査線についての i 番目の要素の位置		
N i = 要素の数		50

N_j = 走査線の数

と定義すれば、

a0x = |x_{i1_j0} - x_{i2_j0}| の i1, i2 の最大

j0 = 走査面積の中心線のインデックス

a0x_scanned_{12db} = |x_{i1_j0} - x_{i2_j0}| の i1, i2 の最大

i1 及び i2 は、V_{rms} 10^{-(12/20)} * max over i V_{rms} (i) を有する要素の何れかの対を表す

Asq_unsc_sum = Σ^{N_i=0} |A_{i_j0}|²

j0 = 走査面積の中心線のインデックス

Asq_scan_sum = Σ^{N_j=0} Σ^{N_i=0} |A_{i_j}|²

A01 = 1/N_j Σ^{N_j=0} Σ^{N_i=0} trunc_{1cm} (|A_{i_j}|²)

ここに、trunc_{1cm} (A_{i_j}²) は、

もし i 番目が開口に沿う 1 cm の外側にあれば = 0、

もし i 番目が開口に沿う 1 cm の内側にあれば = A_{i_j}²

注：合計ではなく、線の数の平均を選択した。これは、V_{rms} は何れかの線が発射される時間にわたることを意味する。

V_{rms_total} = V_{rms_pulse} * pulse_length * FSC * num_lines / frame_time

但し、FSC * num_lines は、(このモードの場合) フレーム当たりの合計発射数を実際に意味する。

たとえば A01 の場合に合計を N_j (線の合計数) によって除ずとしても、それは合計に寄与するものではない。

【0105】
電力パラメータの概要：

W0_min_el [W] = 10⁻⁶ * g(freq) [μモ] * Asq_unsc_sum [1] * <V²>_min [V²]

W0_pa_el [W] = 10⁻⁶ * g(freq) [μモ] * Asq_unsc_sum [1] * <V²>_PA [V²]

W0_rms_el [mW] = 10⁻³ * g(freq) [μモ] * Asq_scan_sum [1] * <V²>_rms [V²]

W01_rms_el [mW] = 10⁻³ * g(freq) [μモ] * A01 [1] * <V²>_rms [V²]

【0106】

実際の管理：

1) 短時間定数 (MI、Isp_pa_t)

これらは、モード特定である。2つの相で管理され、先ず、Vの“人工”値(これは、他のVの値をどのように“スケール”したかを告げるパラメータを含む)のための幾つかの値を推定する。

Isp_pa_t (V) = Isp_pa_t (V0) * V² / V0² * [1 - P+ - * (1 - V² / V0²)]

従って、Isp_pa_t (V) は5つのパラメータによって決定される。

Isp_pa_t (V) = fct (Isp_pa_t (V0), V0, P+, P-, V)

MI (V) = fct (MI_V0, V0, P+, P-, V)

従って、限界におけるIsp_pa_tを与えるVを計算する。

2) 長時間定数 (TI、DT、Isp_ta_t)

a) Isp_ta_t :

3つのステップで管理される。

1) 各モードは、ISからのモード最大値に制限される。

2) 合計Isp_ta_tは、各モードをステップ1の後のその値に比例するように縮小させる

ことによってISからの合計限度（FDA限度）に制限される。

3) 各モードは、現在ユーザが選択したIspta限度に制限される。

b) TI及びDT

全てのモードが全フレームにわたって計算され、次いで加算公式に従って合計される。

c) 管理

まず、各モード毎に最大短時間電圧（音響的に、または熱的にの何れかに制限されている）を計算する。

この電圧に基づいて、各モードはIsptaを計算し、Ispta限度に合致させるためにもし必要ならば、電圧を縮小する。

TI及びDTが計算され、Vを各モード毎に比例的に縮小させてDTを限度以下にする。 10

電氣的限度を計算し、もし必要ならば、Vを再び比例的に縮小させる。

最後に、もしユーザが、選択したMIまたはIsptaの下限を有しているか、または選択したdB縮小として有していれば、更に縮小させる。

【0107】

質問/ノート:

- 注: ピークアポジゼーションは不要

- 注: MIは、z_PII.3_maxではなく、z_MI_maxにおいて評価される。

- 注: * c: 密度/速度は水中値である。

- 注: 正規化されたアポジゼーションのための V^2

- 注: Asq_scan_summedは、フレーム内の縁にわたって平均すべきである。 20

- 注: res-box-sizeは、セクタ/ベクトル/湾曲した線形のためのアークである

- 注: Ispta_tのためのc_sppa

- 注: Ispta_tは、ビーム面積及びc_sppaのために中心線値を使用している。

- 注: 現在ではIspta_tを追加しており、zについて最適化は行わない。

規則を確認するために、または規則は何を言っているかについて、オプションを使用することができる。

- 注: たとえV_I及びApod_Iの両方がフレーム内のi番目の発射と共に変化しても、W_rmsの空間及び時間へのファクタリングは合理的である。

- 注: A01は線発射にわたって平均され、線発射当たりの各要素にわたって合計される 30

- 注: TIのV依存性: V^2 、cファクタ、または(cファクタ) $^{1/2}$ の何れか

- 注: CWはフォールアウトすべきである。

- 注: たとえブロード線がpan/res-boxの外側にあっても、ブロードサイド線上の単一の線パラメータを根拠とする。

【0108】

? AuxCW ?

単一線発射パラメータ (送信成分当たり)

Float outputCarrierFreqMHz ; // Canのモデル
 Float usLineAngleDeg ;
 Float xmtFocusMm ;
 Id baseApodTypeId ;
 Float xmtVppV ;
 Float xmtApertureMm ; // 湾曲した線形のアーチ長
 Float xdcrCurvatureRadiusMm ; // 線形スタックの場合無限大
 または
 Float xdcrAperChordMm ; // 線形スタックの場合=xmtApertureMm
 // 湾曲した線形スタックの場合=chord
 // または代わりに曲率半径を使用
 Float elevApertureMm ;
 Float refPulseVppV ; // Canのモデル
 Float refPulseRmsV ; // Canのモデル
 Float refPulseTauUsec ; // Canのモデル
 Float electConductanceUMho ;
 Float sumApodSquares ; // 単一線の場合：要素の合計

10

【 0 1 0 9 】

走査パラメータ (送信成分当たり)

Float frameTimeUsec ; // 1つだけ (成分当たりではなく)
 Float numFirings ;
 Float linearResBoxSizeMm ;
 Float angleResBoxSizeDeg ; // セクタ、ベクトル、湾曲線形の場合
 Float resRadiusOffsetMm ; // セクタ、ベクトル、湾曲線形の場合
 Float sumSumApodSquares ;
 // 要素について合計された発射を合計したApod²
 Float trunc1cmSumSumApodSq ;
 // 要素について合計された発射を合計したApod²
 // 最大で送信開口の1cmで打ち切り
 Float aperScanned12dbMm ;
 // 最大-12db以内の走査されたapert.w.Vrms

20

30

【 0 1 1 0 】

近似モード：

1) 負の電圧振幅は、包絡線 p - p 電圧の 1 / 2 によって近似される。
 2) aperScanned12db は、SFSA * max - aperture によって近似される。

【 0 1 1 1 】

CWモード：

CW は自然にモデルに適合し、それは別々に測定されない。
 しかしながら、幾つかの入力パラメータは、幾つかの関係が保存される限り任意である。
 1) RefPulseRmsV = 1 / 4 * 2 * Vpp
 2) * Num - pulses - per - frame = frame - time * mode - frame - time - fraction
 但し、Num . . . 及び frame - time は任意である。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】

現在では好ましい実施の形態の医療診断用超音波イメージングシステムのブロック図である。

【 図 2 】

50

現在では好ましい実施の形態の超音波イメージ内のユーザによって選択された領域における被送信超音波ビームの音響出力パラメータを決定する方法のフローチャートである。

【図3】

図2の好適な方法を例示する超音波イメージの例示であり、ユーザが選択した領域は単一の点である。

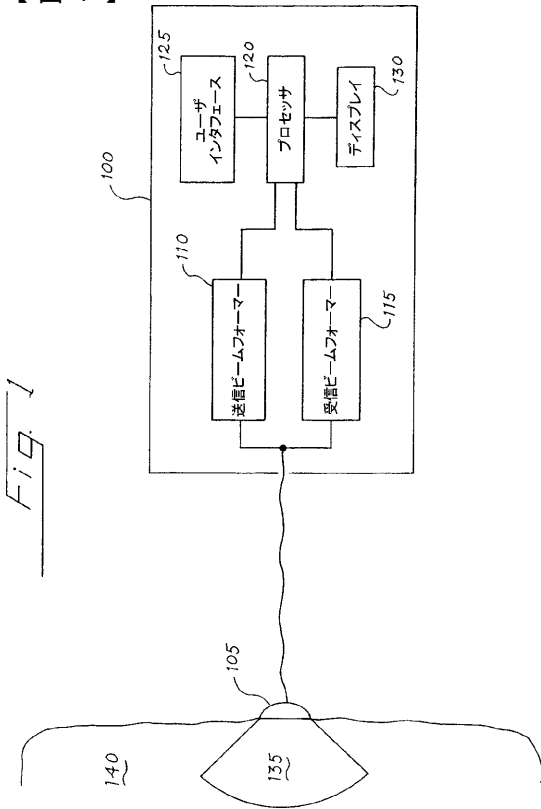
【図4】

図2の好適な方法を例示する超音波イメージの例示であり、ユーザが選択した領域は複数の点である。

【図5】

図2の好適な方法を例示する超音波イメージの例示であり、等圧線表現を使用して、ユーザが選択した領域の決定された音響出力パラメータを示す。

【図1】



【図2】

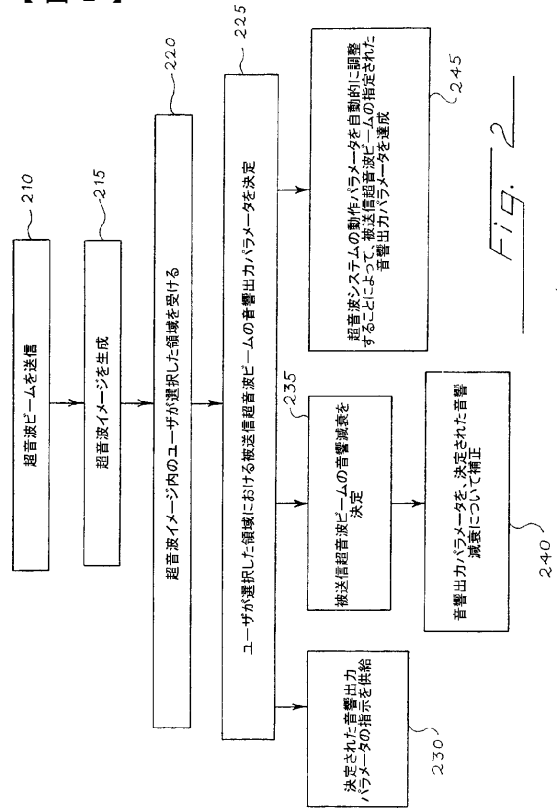


Fig. 2

【 図 3 】

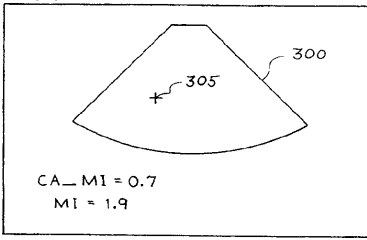


Fig. 3

CA_MI = 0.7
MI = 1.9

【 図 4 】

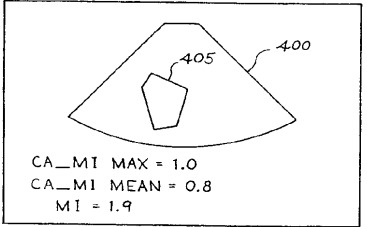


Fig. 4

CA_MI MAX = 1.0
CA_MI MEAN = 0.8
MI = 1.9

【 図 5 】

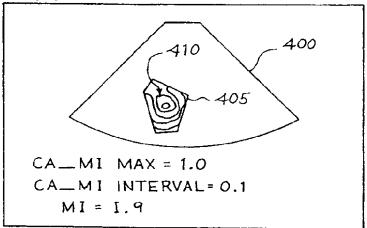


Fig. 5

CA_MI MAX = 1.0
CA_MI INTERVAL = 0.1
MI = 1.9

【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
16 August 2001 (16.08.2001)

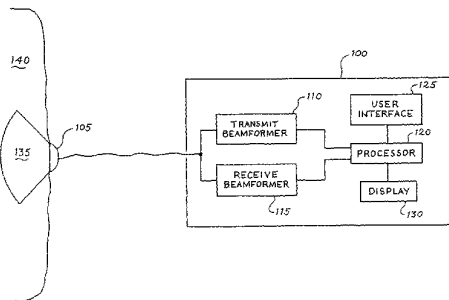
PCT

(10) International Publication Number
WO 01/58357 A1

- (51) International Patent Classification: A61B 8/00
- (74) Agent: HETZ, Joseph, F.; Brinks Hofer Gilson & Lione, P.O. Box 10087, Chicago, IL 60610 (US).
- (21) International Application Number: PCT/US01/03534
- (81) Designated States (national): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZW.
- (22) International Filing Date: 2 February 2001 (02.02.2001)
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TI, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 09/501,443 10 February 2000 (10.02.2000) US
- (71) Applicant: ACUSON CORPORATION [US/US]; 1220 Charleston Road, Mountain View, CA 94039-7393 (US).
- (72) Inventors: ALLISON, John, W.; 2051 Longden Circle, Los Altos, CA 94024 (US); THOMAS, Lewis, J.; 567 Alger Drive, Palo Alto, CA 94306 (US); KRISHNAN, Sriram; 1823 Anchor Way, San Jose, CA 95132 (US); HOLLEY, Gregory, L.; 1285 Montecito Avenue #23, Mountain View, CA 94043 (US).
- Published: with international search report

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: MEDICAL DIAGNOSTIC ULTRASOUND IMAGING SYSTEM AND METHOD FOR DETERMINING AN ACOUSTIC OUTPUT PARAMETER OF A TRANSMITTED ULTRASONIC BEAM



(57) Abstract: The preferred embodiments described herein provide a medical diagnostic ultrasound imaging system (100) and method for determining an acoustic output parameter of a transmitted ultrasonic beam. In one preferred embodiment, the ultrasound system (100) achieves a specified acoustic output parameter of a transmitted ultrasonic beam in a selected region by automatically adjusting an operating parameter of the ultrasound imaging system. In yet another preferred embodiment, a region is selected in the ultrasound image that does not contain a peak acoustic output parameter of a transmitted ultrasonic beam in that region and provides an indication of the determined acoustic output parameter.



WO 01/58357 A1

WO 01/58357

PCT/US01/03534

**Medical Diagnostic Ultrasound Imaging System and Method for
Determining an Acoustic Output Parameter of a Transmitted
Ultrasonic Beam**

Background

5 The Federal Drug Administration requires that the peak rarefractional pressure of
an ultrasonic beam entering a patient be below a specified level. To ensure this
requirement is met, medical diagnostic ultrasound imaging systems often display the
mechanical index, which is related to the peak acoustic pressure in the imaging field. The
displayed mechanical index can also be used to set-up and conduct a contrast imaging
10 examination. The non-linear response (harmonics or destruction) of contrast agents is
dependent, in part, on the acoustic pressure of an ultrasonic wave. If a non-linear
response is not desired, a user of the ultrasound system can reduce the transmit power. For
example, to reduce the displayed mechanical index to a level that will minimize undesired
responses in the contrast agent. However, the displayed mechanical index may not be
15 related to the location in the imaging field where the contrast agent is present.
Accordingly, the use of the displayed mechanical index is often only a crude measure of
the relevant pressure and can result in sub-optimal imaging conditions. For example, a
user may reduce the transmit power to a level lower than needed to avoid a non-linear
response from the contrast agent, thereby making an unnecessary sacrifice in image
20 quality. Also, with the current approach, multiple injections of contrast agent into a
patient may be needed to optimize the imaging procedure. Additionally, the spatial
ambiguity associated with the displayed mechanical index can result in error when
comparing the response of contrast agent from two regions of interest.

25 There is a need, therefore, for a medical diagnostic ultrasonic imaging system and
method that overcomes the disadvantages described above.

WO 01/58357

PCT/US01/03534

Summary

The present invention is defined by the following claims, and nothing in this section should be taken as a limitation on those claims.

5 By way of introduction, the preferred embodiments described below provide a medical diagnostic ultrasound imaging system and method for determining an acoustic output parameter of a transmitted ultrasonic beam. In one preferred embodiment, the ultrasound system determines an acoustic output parameter of a transmitted ultrasonic beam in a user-selected region. In another preferred embodiment, the ultrasound system achieves a specified acoustic output parameter of a transmitted ultrasonic beam in a selected region by automatically adjusting an operating parameter of the ultrasound imaging system. In yet another preferred embodiment, a region is selected in the ultrasound image that does not contain a peak acoustic output parameter of a transmitted ultrasonic beam. The system then determines an acoustic output parameter of the transmitted ultrasonic beam in that region and provides an indication of the determined acoustic output parameter.

10
15 The preferred embodiments will now be described with reference to the attached drawings.

Brief Description of the Drawings

20 Figure 1 is a block diagram of a medical diagnostic ultrasound imaging system of a presently preferred embodiment.

Figure 2 is a flow chart of a method of a presently preferred embodiment for determining an acoustic output parameter of a transmitted ultrasonic beam in a user-selected region in an ultrasound image.

25 Figure 3 is an illustration of an ultrasound image illustrating the preferred method of Figure 2 in which the user-selected region is a point.

Figure 4 is an illustration of an ultrasound image illustrating the preferred method of Figure 2 in which the user-selected region comprises a plurality of points.

WO 01/58357

PCT/US01/03534

Figure 5 is an illustration of an ultrasound image illustrating the preferred method of Figure 2 in which an isobar representation is used to indicate the determined acoustic output parameters in the user-selected region.

Detailed Description of the Presently Preferred Embodiments

Turning now to the figures, Figure 1 is a block diagram of a medical diagnostic ultrasound imaging system 100 and transducer 105 of a presently preferred embodiment. The ultrasound system 100 can be used with any suitable imaging mode (e.g., B-mode imaging, Doppler imaging, tissue harmonic imaging, contrast agent harmonic imaging, etc.), and the transducer 105 can be of any type (e.g., 1D, 1.5D, plano-concave, single element, phased-array, etc.). The transducer 105 is coupled with a transmit beamformer 110 and a receive beamformer 115. As used herein, the term "coupled with" means directly coupled with or indirectly coupled with through one or more components.

The beamformers 110, 115 are each coupled with a processor 120, which is coupled with a user interface 125 and a display 130. The term "processor" broadly refers to the appropriate hardware and/or software components of the ultrasound system 100 that can be used to implement the preferred embodiments described herein. It should be understood that any appropriate hardware (analog or digital) or software can be used and that the embodiments described herein can be implemented exclusively with hardware. Further, the processor 120 can be separate from or combined with (in part or in whole) other processors of the ultrasound system 100 (including attendant processors), which are not shown in Figure 1 for simplicity.

In operation, the processor 120 causes the transmit beamformer 110 to apply a voltage to the transducer 105 to cause it to vibrate and emit an ultrasonic beam 135 into an object 140, such as human tissue (i.e., a patient's body). Ultrasonic energy reflected from the body impinges on the transducer 105, and the resulting voltages created by the transducer 105 are received by the receive beamformer 115. The processor 120 processes the sensed voltages to create an ultrasound image associated with the reflected signals and displays the image on the display 130. Typically, several ultrasonic beams are used to

WO 01/58357

PCT/US01/03534

generate an ultrasound image. The user interface 125 can be used, for example, to adjust parameters used in the transmit, receive, and display operations. It should be noted that the ultrasound imaging system 100 can comprise additional components.

5 The ultrasound system 100 is operative to perform one or more operations relating to the determination and/or calibration of an acoustic output parameter of a transmitted ultrasonic beam, as described below. As used herein, the term "acoustic output parameter of a transmitted ultrasonic beam" is broadly meant to cover any acoustic output parameter of an ultrasonic beam emitted from a transducer of a medical diagnostic ultrasound
10 imaging system. It is preferred that the acoustic output parameter be an index of thermal and/or mechanical acoustic output and that the acoustic output parameter be able to affect contrast agent modification (*e.g.*, that the acoustic output parameter be able to cause a non-linear response in contrast agent). Indices of thermal acoustic output include, but are not limited to, acoustic power, acoustic energy, thermal index (TI), bone thermal index (TIB), cranial bone thermal index (TIC), soft tissue thermal index (TIS), and pulse
15 intensity integral (PII). Indices of mechanical acoustic output include, but are not limited to, pressure (compressional or rarefractional), instantaneous spatial peak temporal average (ISPTA), and mechanical index, which is conventionally defined as the peak rarefractional pressure of the transmitted ultrasonic beam divided by the square root of the transmit frequency.

20 The ultrasound system 100 can be used in a method for determining an acoustic output parameter of a transmitted ultrasonic beam in a user-selected region in an ultrasound image, as shown in the flow chart 200 of Figure 2. Figures 3-5 are ultrasound images that will aid in the illustration of this method. First, an ultrasonic beam is transmitted from the transducer 105 (act 210), and then the ultrasound system 100
25 generates an ultrasound image 300, shown in Figure 3 (act 215). Next, the ultrasound system 100 receives a selection of a region in the ultrasound image from a user (act 220). As used herein, a "region" can be a single point or a plurality of points, such as when the region is defined by a line or an arbitrary or predefined shape. For example, in the ultrasound image 300 of Figure 3, the region is a point indicated by a caliper 305, while
30 in the ultrasound image 400 of Figures 4 and 5, the region 405 is a plurality of points

WO 01/58357

PCT/US01/03534

enclosed by a pentagonal shape. It should be noted that a "region" can also refer to a subset of points in a line or enclosed by an arbitrary or predefined shape. For example, a "region" can be one, some or all of the points on a line or enclosed by a shape. The user can select a region, for example, by interacting with the user interface 125 (e.g., a trackball, mouse, keyboard, touchpad, touchscreen, voice recognizer, etc.) to position a cursor or other visual indicator (such as caliper 305) on the ultrasound image displayed on the display 130. If the underlying tissue being imaged is in motion, the cursor can be repositioned automatically from frame to frame to track the original location in the tissue.

After the user-selected region is received by the ultrasound system 100, an acoustic output parameter of the transmitted ultrasonic beam in the user-selected region is determined (act 225). As noted above, a "region" can be a subset of points defined by a line or enclosed by an arbitrary or predefined shape. For example, in Figure 4, the "region" in which the acoustic output parameter is determined can be one, some, or all of the points enclosed by the pentagonal shape 405. An acoustic output parameter can be "determined" by measurement, calculation, estimation, prediction, or any other suitable method. The following two documents, which are hereby incorporated by reference, describe a suitable method that can be used to determine parameters of the transmitted acoustic field: "Standard for Real-Time Display of Thermal and Mechanical Acoustic Output Indices on Diagnostic Ultrasound Equipment," Revision 1 (1998) and "Acoustic Output Measurement Standard for Diagnostic Ultrasound Equipment" (1998), both of which are published by American Institute of Ultrasound in Medicine and National Electrical Manufacturers Association. The hardware and/or software that is used to determine the acoustic output parameter of the transmitted ultrasonic beam can be the same as that used in conventional ultrasound systems to determine mechanical index. The difference here being that the acoustic output parameter is determined in the user-selected region instead of the fixed location of peak pressure. The act of determining can be done during acquisition or post-acquisition on captured frames or clips. For post-acquisition determination, it is preferred that the ultrasound system's operating conditions be recorded to aid in post-acquisition determination either by the ultrasound system 100 or by an external analysis-and-quantification system.

WO 01/58357

PCT/US01/03534

After the acoustic output parameter is determined, the ultrasound system 100 can provide an indication of the determined acoustic output parameter (act 230). The indication can take any suitable form including, but not limited to, a visual, aural, or tactile indication. The indication can be provided on the ultrasound system itself (such as when a visual indication is provided on the displayed image or on the system itself (*e.g.*, via an LED)) or can be provided by a device external to the ultrasound system (such as when the indication is spoken via an external speaker). Of course, other methods of providing the indication can be used, such as with sound, light, or a tactile indicator when the determined acoustic output parameter is equal to, above, or below a threshold.

The displays of Figures 3-5 illustrate some of the various forms by which the determined acoustic output parameter can be indicated. In these figures, the acoustic output parameter is the pressure of the transmitted ultrasonic beam. The use of this specific acoustic output parameter is for illustration purposes only and is in no way intended to limit the scope of the claimed invention. To provide a useful comparison between the determined pressure and the mechanical index, it is preferred that the determined pressure be divided by the square root of the transmit frequency. In these figures, this quantity is referred to as the contrast agent mechanical index (CA_MI). In Figure 3, the user-selected region is a single point, and the determined CA_MI is displayed with the image. As shown in Figure 3, the mechanical index (MI) is also displayed. Although the mechanical index does not necessarily need to be displayed to practice these preferred embodiments, it may be preferred to display the mechanical index to comply with governmental regulations. Of course, multiple acoustic output parameters can be determined and displayed.

In Figure 3, the user-selected region is a single point, and the provided indication is a single value associated with the single point. If the user-selected region is a plurality of points, the provided indication can be for one, some, or all of the points in the region, as shown in Figures 4 and 5. In Figures 4 and 5, the user-selected region comprises a plurality of points enclosed by a pentagonal shape 405. A distribution (*e.g.*, maximum, minimum, mean, mode, variance) of the determined acoustic output parameters for the plurality of points can be determined and indicated. For example, in Figure 4, the mean

WO 01/58357

PCT/US01/03534

value of the determined acoustic output parameters is displayed (CA_MI MEAN), and in Figures 4 and 5, the maximum value is displayed (CA_MI MAX). The provided indication can also take the form of a one-, two-, or three-dimensional isobar or map (grayscale or color) to indicate a range of the determined acoustic output parameters in the user-selected region. For example, points or areas within the user-selected region can be indicated where the determined acoustic output parameter is equal to, above, or below a threshold. In Figure 5, an isobar representation is used, and the pentagonal region 405 is filled with contour lines 410. Figure 5 indicates the value of the maximum contour (CA_MI MAX = 1.0) and the contour interval (CA_MI Interval = 0.1).

There are several advantages associated with these preferred embodiments. For example, because the acoustic output parameter is determined at the user-selected region, there is no spatial ambiguity of where in the image the parameter is being determined, unlike the determination of mechanical index in conventional ultrasound systems. Also, these preferred embodiments can provide a description of spatial non-uniformity of acoustic output parameters and allow consistent optimization of acoustic output parameters across transducers, modes, frequencies, and imaging applications.

These preferred embodiments find additional advantages in contrast agent imaging applications. In contrast agent imaging, it is often preferred to limit the pressure (or other acoustic output parameters) of the transmitted ultrasonic beam to a value that will minimize undesired responses in the contrast agent. With these preferred embodiments, a user can select a region in the ultrasound image where contrast agent is or will be present (such as a ventricle of the heart) and can monitor the pressure of the transmitted beam in that region. With this feedback, the user can adjust operating parameters of the ultrasound system to achieve the desired level, thereby optimizing contrast agent response and removing or minimizing effects caused by non-uniform acoustic output parameters. As used herein, the term "operating parameters of the ultrasound system" is meant to broadly refer to any operating parameter that can be adjusted to affect an acoustic output parameter. Operating parameters include, but are not limited to, apodization, number of elements in the transmit aperture, focal range, transmit voltage, and time duration of the ultrasonic pulse.

WO 01/58357

PCT/US01/03534

In addition to improving quantification of contrast image data, these preferred embodiments can aid in analyzing contrast image data between studies and improve the reproducibility of contrast imaging examinations by recording the determined acoustic output parameters. Further, by determining an acoustic output parameter prior to the injection of contrast agent, the user can confirm that the desired acoustic output parameter is achieved before commencing a contrast protocol. This makes the examination more efficient and avoids injecting the patient with more contrast agent than is necessary for the examination. Similar advantages can be achieved in other imaging applications such as in the field of drug delivery by means of ultrasonic destruction of a drug-carrying vessel. For example, the preferred embodiments can aid in the determining of the rate of drug delivery and dosage.

In addition to or as an alternative to the user adjusting an operating parameter of the ultrasound system, the ultrasound system itself can automatically adjust operating parameters. For example, a user can specify or preset a target acoustic output parameter (such as pressure) for one or more points in the region for optimal contrast agent imaging. After the acoustic output parameter is determined, the ultrasound system can achieve the specified acoustic output parameter by automatically adjusting an operating parameter of the system (act 245).

There are several alternatives that can be employed with these preferred embodiments. In one alternate embodiment, instead of or in addition to the user manually selecting a region in the ultrasound image, the ultrasound imaging system can automatically select a region. For example, the ultrasound imaging system can select a region based on a default or user-specified point, image depth, or azimuthal transmit focus.

Another alternate embodiment relates to attenuation of the ultrasonic beam. Because of attenuation of the ultrasonic signal along the propagation path, the determined acoustic output parameter may not be accurate. To provide a more accurate determination, the ultrasound system preferably determines acoustic attenuation of the transmitted ultrasonic beam (act 235) and adjusts/calibrates the determined acoustic output parameter for the determined acoustic attenuation to compensate for actual

WO 01/58357

PCT/US01/03534

imaging conditions (act 240). To determine acoustic attenuation of the transmitted ultrasonic beam, data can be acquired along an acoustic line from the transducer 105 to the user-selected region, and an estimate of the attenuation coefficient along this acoustic line can be determined using a single firing or multiple firings along the line. Operating parameters (such as frequency and bandwidth) that vary between pulse firings along the line can be used to estimate the average attenuation along the line. One suitable technique for calculating attenuation is described in "Rational-Gain-Compensation for Attenuation in Cardiac Imaging," H.E. Melton, Jr. and D.J. Skorton, Proc. IEEE Symposium on Sonics and Ultrasonics, #81CH1689-9, pp. 607-611 (1981), which is hereby incorporated by reference. This technique identifies regions of the ultrasound image as depicting either tissue or blood by analyzing the echo brightness of the received beamformed signal. Tissue has high intensity echoes, and blood has virtually no echoes. Attenuation is calculated using typical parameters for blood and tissue.

Another calibration technique that can be used separate from or in addition to the acoustic attenuation calibration described above relates to in vivo measurement of an acoustic output parameter. A determined acoustic output parameter can be based on actual measurements and power management models for specific ultrasound system operating conditions assuming homogenous (ideal) imaging conditions. Clinical conditions frequently introduce inhomogeneities that cause the actual acoustic output parameter to be significantly different from the determined acoustic output parameter. An in vivo measure of the acoustic output parameter can be made by using a population of contrast agents consisting of one or more agents with different levels of non-linear response (e.g., destruction) as a function of an acoustic output parameter. As operating parameters change to increase the acoustic output parameter, the first onset of non-linear response indicates when the first non-linear threshold is achieved at a point of interest (a manually- or automatically-selected region). Subsequent non-linear responses can be observed with additional contrast agents in the population with varying non-linear thresholds. Single or multiple threshold levels can be used to calibrate the acoustic models used to predict the acoustic output parameter achieved in the imaging field under similar conditions.

WO 01/58357

PCT/US01/03534

In another preferred embodiment, an acoustic output parameter of a transmitted ultrasonic beam in a region in an ultrasound image is determined. Then, an indication of the determined acoustic output parameter is provided along with an indication of where in the ultrasound image the region is located. For example, in addition to determining and displaying the mechanical index, the ultrasound system can also display a visual indicator (e.g., a dot) on the displayed ultrasound image to indicate a location in the image that is associated with the displayed mechanical index. As another example, instead of or in addition to displaying a visual indicator on the image, the range associated with the mechanical index can be displayed. With this preferred embodiment, a user will know the spatial location of the mechanical index (or other acoustic output parameter) in the ultrasound image. If the mechanical index occurs at a location of interest to the user (such as a location of contrast agent), no further action may be required by the user. However, if the location of the mechanical index is not at a location of interest to the user, the above-described preferred embodiments can be used to determine an acoustic output parameter in another location.

It is important to note that any of the various aspects of any of the preferred embodiments can be used alone or in combination. For example, although not shown in the flow chart 200 of Figure 2, acts 230, 235, 240, and 245 can be performed together, separately, or not at all. As another example, the ultrasound system can automatically adjust operating parameters to achieve a specified acoustic output parameter in an automatically-selected region (instead of or in addition to a user-selected region) by automatically adjusting an operating parameter of the system.

Further, in another alternate embodiment, a region is selected in an ultrasound image that does not correspond to the location of a peak acoustic output parameter (e.g., the mechanical index). The region can be automatically selected by the ultrasound system (such as when the region is automatically selected at a specified image depth or at the transmit focus of the transmitted ultrasonic beam) or can be selected by a user. The ultrasound system then determines and provides an indication of an acoustic output parameter for the region. As mentioned above, any of the various aspects of these preferred embodiments can be used with this alternate embodiment.

WO 01/58357

PCT/US01/03534

It is intended that the foregoing detailed description be understood as an illustration of selected forms that the invention can take and not as a definition of the invention. It is only the following claims, including all equivalents, that are intended to define the scope of this invention.

5

The following is a preferred method of determining various acoustic and thermal parameters of a transmitted ultrasonic beam.

WO 01/58357

PCT/US01/03534

PMS Model Parameter Determination:

```

=====
(formerly: "pms.calc" Calculated Power Mgmt Parameters)
(Stefan Schmitz: 94/01/28)
(update: 96/01/02)
(update: 96/10/02 new C-factor vs Vpp algo)
(update: 97/10/15 acoust. conversion weight by bandwidth)
(moved: 98/04/07 to /people/pmsw/dev/spcalc; put under SCCS
was in interleaf; made softlink there:
System5->Acuson->adia->Scanning-specs->
Other-Features->pms_calc)

```

This document describes the parameters that are the outcome of first Power Measure ("spmeas") and then Power Calc ("spcalc"). They will be entered into the Imaging Spec. They allow the machine to calculate online the values for the various acoustic and thermal parameters of the ODS model.

(Note: parameters for temperature rise at surface, delta-T, are not included)

There are nine model parameters each depending on up to 5 independent parameters. The two tables below summarize:
 1. the independent parameters (actually a superset of them)
 2. the nine model parameters

Standard single line meas params:
 =====
 all = {frq, ang, txt, loc, apo, fnu, cyc, vol}

```

frq = output carrier frequency
ang = line angle
txt = azimuthal transmit focus
loc = measurement location (range)
apo = apodization type
fnu = f-number
cyc = pulse length in cycles (g-number)
vol = transmit peak-to-peak voltage

```

Table of calculated Pwr Mgt Param that go into the IS and their dependencies

```

=====
IS      measurement parameters:
param:  frq ang txt loc apo fnu cyc vol  comment
=====
1) a_avg[1]  yes          yes          acoustic conversions
2) a_max[1]  yes            yes          acoustic conversions

3) z_el[mm]  yes yes          elevational beam model
4) L0y[mm]  yes yes          elevational beam model
5) e_el[1]   yes yes          elevational beam model

6) b[1]      yes yes          azimuthal beam model
7) e_az[1]   yes yes          azimuthal beam model

8) C_ii[1]   yes yes yes      C-factors
9) C_mi[1]   yes yes yes      C-factors

```

WO 01/58357

PCT/US01/03534

```

1+2) acoustic conversion: a_avg(freq, cyc) and a_max(freq,cyc):
=====
a_avg (freq,cyc)[1] = average (over: ang, tx, loc, apod, f#, volt)
of meas (over: ang, freq, tx, loc, apod, f#, cyc)
of
E_pa_ac[W]      W_pa_ac[W]
----- or ----- (either is selectable)
E_pa_el[W]      W_pa_el[W]
= pulse average acoustic conversion

a_max (freq,cyc)[1] = average (over: ang, tx, loc, apod, f#, volt)
of meas (over: ang, freq, tx, loc, apod, f#, cyc)
of
W_min_ac[W]
-----
W_min_el[W]
= pulse max acoustic conversion

E_pa_ac[uJ] = measured pulse energy[uJ]
            = 0.01 * PI[uJ/Cm^2] * x_eebw[mm] * y_eebw[mm]
x_eebw, y_eebw are the energy equivalent beam widths

W_pa_ax[W] = E_pa_ac[uJ] / meas-tau[usec]
meas-tau   = measured pulse length (risetime algorithm)
E_pa_el[W] = W_pa_el[W] * elec-tau[usec]
W_pa_el[W] = electrical pulse average power calculated by Sequoia
elec-tau   = S calculated pulse length (risetime algorithm)
W_min_ac[W] = measured pulse-max Pr power

Pr * Pr
W_min_ac   = ----- * x_eebw * y_eebw
            rho * c
max Pr rarefaction pressure in MPa
rho density of water = 1g/cm3
c speed of sound in water = 1.5246 mm/usec

W_min_ac is calculated by meas; so it's in the input for calc

Note that the measure quantities are not tissue attenuated. If the actual
measurements were attenuated, the corresponding un-attenuated values must
be calculated first.

need from Acq:
=====
W_pa_el[W]: electrical pulse average power
tau_el:    electrical pulse duration:
E_pa_el = W_pa_el * tau_el
W_min_el[W]: electrical min peak power (neg excursion peak)

processing:
-----
-> At first the both acoustic conversions are calculated for each distinct
modulation frequency and cycle count. There are separate values for

```

WO 01/58357

PCT/US01/03534

pulse average and pulse max.

- > A desired output sample grid is picked:
1. for the output carrier frequency the grid is equal to the distinct modulation frequencies (usm_mod_freq)
 2. for the cycle count the grid is equal to the distinct cycle counts (usm_cycl)
- > Foreach grid point (distinct pair of sample grid freq and cycles):
Compute weighted sum average of all (not-rejected) measurements, so that

$$a_avg/max(gridFreq_i, gridCycle_j) = \frac{\sum_{measurements} a_avg/max * weight}{\sum_{measurements} weight}$$

where weight = exp (- ac_weight_exp_fact * distance^2)

where distance is given by one of two choices:

if spcalc option ac_weight_by_bandwidth is non-zero

$$distance^2 = ac_weight_exp_fact_freq * \left(\frac{gridFreq_i - measFreq}{avg-measFreq} \right)^2 + ac_weight_exp_fact_cycl * \left(\frac{1}{gridCycle_j} - \frac{1}{measCycle} \right)^2$$

else (when ac_weight_by_bandwidth is zero; older approach)

$$distance^2 = ac_weight_exp_fact_freq * \left(\frac{gridFreq_i - measFreq}{1 \text{ MHz}} \right)^2 + ac_weight_exp_fact_cycl * \left(\frac{gridCycle_j - measCycle}{1 \text{ cycle}} \right)^2$$

where ac_weight_by_bandwidth, ac_weight_exp_fact, ac_weight_exp_fact_freq and ac_weight_exp_fact_cycl are spcalC input options (numbers). avg-measFreq is the average of the (not-rejected) measFreqs.

Note: The weighted sum avoids problems of grid resampling, especially "grid holes" at the edges which caused bad results due to constant extrapolation and fixed order over dimensions in which these holes were filled.

The newer weighting approach (by bandwidth when option

WO 01/58357

PCT/US01/03534

ac_weight_by_bandwidth is non-zero) moves long pulse length much closer as was indicated by measurements. This was introduced in August 1997.

Options (see comments in template file: spcalc.options):

```

=====
-> We reject measurements whose ratio of meas-tau/elec-tau is outside
a desired range. The low and high ends of this range are input
options. (defaults 0 and 999, i.e. turned off)

-> the a_avg can be computed using pulse average power or pulse energy
where energy = pulse-average-power * pulse-length. Which one is
used is user selectable.

-> a_avg and a_max can be computed as the average between them, in that
case they are the same (and equal to the average). For backwards
compatibility.

-> a_avg and a_max can be computed to be a function of frequency only
with the same value for the different cycles. For backwards
compatibility.

-> ac_weight_by_bandwidth, ac_weight_exp_fact, ac_weight_exp_fact_freq
and ac_weight_exp_fact_cycl (see above)
-----
2) elev focus:
=====
z_el (freq, angle) [mm] = meas (over: freq, angle)
of min elev beamwidth location

processing:
=====
-> we accept only those measurements whose elev focus location is
within a margin of the legal range limits

-> we set the output grid frequencies and angles equal to the distinct
modulation frequencies and distinct usline angle.

-> we bin the data for (distinct and sorted) output carrier frequencies
and angles. Note that the frequency bins do not (necessarily) coincide
with the output grid frequencies.

-> we compute the average for each bin

-> for each output grid angle, we resample the frequencies to the output grid
frequencies by interpolation and constant extrapolation (this fills
in holes in freq as well)

-> we fill in any remaining holes in angle (by interpolation or constant
extrapolation)
-----
3+4) elev beam width at focus (L0y) and effective aperture factor (e-factor):
=====
L0y (freq, angle) [mm] = average over (tx, loc)

```

WO 01/58357

PCT/US01/03534

of calculated elev beamwidth at focus
 from meas (over: freq, angle, tx, loc)
 e-factor(freq, angle)[1] = average over (tx, loc)
 of calculated elev effective aperture factor
 from meas (over: freq, angle, tx, loc)

z1 = range of meas loc
 zfy = elev focus
 Ly = ee beamwidth at range (measured)
 LSy = ee beamwidth at surface (calc'd) = a0y * e-factor
 L0y = ee beamwidth at focus (calc'd)
 a0y = elev aperture
 e-factor = elev beamwidth at surface factor = LSy / a0y

let u = $\left(1 - \frac{z1 \text{ [mm]}}{zfy \text{ [mm]}} \right)$

$$Ly(z1) \text{ [mm]} = L0y \text{ [mm]} * \sqrt{1 + \left(\frac{LSy \text{ [mm]}}{L0y \text{ [mm]}} - 1 \right)^2 * u^2}$$

$$= \sqrt{L0y \text{ [mm]}^2 + (LSy \text{ [mm]} - L0y \text{ [mm]})^2 * u^2}$$

solved for L0y:

$$L0y \text{ [mm]} = \sqrt{\frac{Ly(z1) \text{ [mm]}^2 - LSy \text{ [mm]}^2 * u^2}{1 - u^2}}$$

relative average-sum-weight for L0y:

$$w = \left(\frac{L0y * (1-u^2)^{1/2}}{Ly(z)^2} \right)$$

solved for e-factor = LSy / a0y:

$$e\text{-factor} = \frac{1}{a0y} * \sqrt{\frac{Ly(z1) \text{ [mm]}^2 - L0y \text{ [mm]}^2}{u^2} + L0y \text{ [mm]}^2}$$

relative average-sum-weight for e-factor:

$$w = \left(\frac{e\text{-factor} * a0y^2 * u^2}{Ly(z)^2} \right)$$

Notes:

=====

When calculating L0y:

=====

As for elev focus we ignore measurements whose measurement

WO 01/58357

PCT/US01/03534

range is too close to the softlimits.

Only if $L_y > \text{abs}((z-zfy) / zfy) * L_{Sy}$ (when $z < 2 * zfy$) is the number under the root positive. If not, the beamwidth is too narrow and cannot be fit to our formula. We will simply ignore these cases. That should not happen, if we measure really close to the focus.

In cases where L_{0y} comes out to be larger than the L_{Sy} using the formula above we will ignore the measurement. However, in the model calculation, we will then use a linear formula for these cases (where the beamwidth at focus is larger than at the surface). The formula is:

$$L_{0y}[\text{mm}] = L_{Sy}[\text{mm}] + (L_y(z1) - L_{Sy}[\text{mm}]) * \frac{zfy[\text{mm}]}{z1[\text{mm}]}$$

When averaging over tx and meas loc, we'll perform a weighted sum average, where the relative weights are proportional to the inverse square of the estimated error.

$$\begin{aligned} \text{error in } L_{0y} &= \frac{d-L_{0y}}{d-L_y(z)} * \text{const} * L_y(z) \\ &= \text{const} * \frac{L_y(z)^2}{L_{0y} * (1 - u^2)} \end{aligned}$$

relative weight:

$$w = \frac{\sqrt{L_{0y} * (1-u^2)}}{\sqrt{L_y(z)^2}}$$

Note: the weight becomes zero for $z1=0$ or $z1 = 2 * zfy$ because the function must pass through $L_y(0 \text{ or } 2*zfy) = L_{Sy}$ no matter what was measured.

When calculating e-factor:

As for elev focus we ignore measurements whose measurement range is too close to the softlimits.

When calculating e-factor it may become complex or infinite (if $u^2 = 0$ or $L_y(z1)^2 < (1-u^2)*L_{0y}^2$). In that case the measurement is ignored.

When averaging over tx and meas loc, we'll perform a weighted sum average, where the relative weights are proportional to the inverse square of the estimated error.

$$\begin{aligned} \text{error in e-factor} &= \frac{d-e\text{-factor}}{d-L_y(z)} * \text{const} * L_y(z) \\ &= \text{const} * \frac{L_y(z)^2}{e\text{-factor} * a_{0y}^2 * u^2} \end{aligned}$$

WO 01/58357

PCT/US01/03534

relative weight for e-factor:

$$w = \left(\frac{\text{e-factor} * a0y^2 * u^2 \sqrt{2}}{Ly(z)^2} \right)$$

processing:
 =====
 1. Using a starting values for e-factor, we calculate the L0y. The processing is as for elev focus, except we use a weighted sum average (instead of straight average) with the above formulas for e-factor and summing weights.
 2. Then using the resulting L0y sampled to the final output grid, we calculate e-factor. The processing is as for 1.
 3. Then iterate over 1 and 2. Where the iteration count is an input option.

Options (see comments in template file: spcalc.options):
 =====
 -> starting e-factor (defaults to 0.66667)
 -> number of iterations (defaults to 1)
 (each step counts as one iteration, so if n=1 we only fit L0y, if n=2 we fit L0y and e-factor once, if n=3 we fit b-factor twice but the e-factor only once, etc.)

6+7) azim beamwidth at focus and effective aperture factor (b- & e-factor):
 =====
 b (freq,angle,apod) [1] = average(over: tx, loc, f-num)
 of meas(over: angle, freq, tx, loc, apod, f#)
 of:
 b-factor and e-factor

This is very analogous to the elev processing! So the above formulas apply except "y" is replaced by "x", and the focus, zfx, is no longer measured but just taken to be the nominal xmt focus. There is also the additional dependency in the apod type, which only affects the binning, resampling, output grid and logistics like that.

The only "real" difference is that the model parameter is not the "beam width at focus" (L0x), as it is for elev., but the b-factor, where:

$$L0x = b\text{-factor} * \lambda * f\#$$

$$\begin{aligned} \lambda &= \text{wavelength} = \text{freq} / \text{speed} \\ \text{speed} &= 1.5246 \text{ mm/usec; speed of sound in water} \\ f\# &= \text{focus} / \text{aperture} \\ a0x &= \text{aperture} \\ zfx &= \text{focus} \end{aligned}$$

$$\text{so: } b = \frac{L0x[\text{mm}] * L0x[\text{mm}] * \text{freq}[\text{MHz}]}{\text{speed}[\text{mm/usec}] * zfx[\text{mm}]}$$

Note: we use the true f# in the above formula not the effective one as in a previous version of spcalc!

The averaging-summing-weight for the b-factor is slightly different

WO 01/58357

PCT/US01/03534

then for $L0y$, but just by a scaling factor. Here's the "story":

For measurements away from the focus (especially when at a depth near twice the focus) small variations in the measurement can cause very large variations in the b-factor value.

Therefore we weight each term in a sum by the inverse square of the expected measurement error on b.

Expected measurement error on b is:

const * derivative of b-factor w.r.t $Lx(z)$ * error in $Lx(z)$

and the error in $Lx(z)$ is assumed to be proportional to $Lx(z)$

$$\frac{d-b}{d-Lx} = b * \frac{Lx}{L0^2} * \frac{1}{1-u^2} \quad \text{with } u = 1 - \frac{z1}{zfx}$$

$$\text{expected error} = \text{const} * b * \frac{Lx^2}{L0^2} * \frac{1}{1-u^2}$$

relative weight:

$$w = \left(\frac{L0^2 (1-u^2)^2}{Lx^2 * b} \right)$$

Note: the weight becomes zero for $z1=0$ or $z1 = 2 * zfx$ because the function must pass through $Lx(0 \text{ or } 2*zfx) = Lsx$ nor matter what was measured.

processing:

=====
-> for each combination of (sorted) distinct values for output carrier freq, angle and apod type we calculate the weighted sum average of the b-factor using the initial (or latest) e-factor.

Note: Only if $Lx(z) >= u * Lsx$ does b-factor to have a real solution. Otherwise we ignore the meas condition.

-> we resample the results to the final output grid (first in freq, then in angle, but not in apod type)

Note: we do NOT resample over the apod type dimension. However, there cannot be any more any isolated holes, because we resampled (filled in for the other two dimensions.) The only holes could be a complete "plane", meaning for a fixed apod type, there are no good values for any frequency or angle. I would certainly be wrong to fill in this case (which would be rather pathological indeed)

-> Now repeat the above steps for the e-factor (formula for it and for its summing weight are as for elevation with $L0x = b\text{-factor} * \lambda * f\text{-number}$. Use the b-factor (resampled to final output grid and then interpolated back to desired values) as calculated previously.

-> Iterate over b-factor (given new e-factor) and then e-factor (given

WO 01/58357

PCT/US01/03534

```

new b-factor)
Options (see comments in template file: spcalc.options):
=====
These are the same as for elevation:
-> starting s-factor (defaults to 0.666667)
-> number of iterations (defaults to 1)
-----

8) C_ii: Isppa/Ispta/PII c-factor:
=====
C_ii (freq, ang, tx, apod, volt)[1] = maximum (over: loc, f#, cyc, spps/spta)
                                     of meas (over: all)
                                     of C_ii

The C_ii comes in three choices: C_isppa, C_ispta, and C_pii. Only one
is in the output (nominally called C_isppa). By spcalc input option, we
can choose either of the three, any pairwise max or the overall max of the
three for each measurement. The standard and default is:

C_isppa_final = max (C_ispta, C_pii)
C_isppa, C_ispta, C_pii:
C_isppa = -----
          Isppa_meas[W/cm2]
          Isppa_calc[W/cm2]

and

C_ispta = ----- for RES->oo
          Ispta_meas[W/cm2]
          Ispta_calc[W/cm2]

where RES->oo means in the limit where
the res/pan box is much larger than the
beam width.

and

C_pii = -----
        PII_meas[uJ/cm2]
        PII_calc[uJ/cm2]

where:
-----
Isppa_calc[W/cm2] = max ( 100 * ----- )
over z \                W_ac_pa[W] * 10^(-0.003*freq[MHz]*z[mm]) \
                    A_ee_beam(z)[mm2] /

PII_calc[uJ/cm2] = Isppa_calc[W/cm2] * el_tau[usec]

In practice "max over z" means evaluating at z=0 z=z_elev_focus and z=z_focus
and picking the maximum of these.

Note: W_ac_pa[W] = a(freq)[1] * W_el_pa[W]
      A_ee_beam[mm2] = Lx(z)[mm] * Ly(z)[mm]

```

WO 01/58357

PCT/US01/03534

Cispta:

 The limit of RES->oo is used because the res box size is not known, nor would it be desirable to calculate the above for all res-box, line spacing combinations. And since the limit RES->zero is handled by the PII or Isppa

case we go for the large RES box limit:

$$Ispta_meas \text{ (for RES->oo)} = \frac{PII(z) * Lx_meas(z) * NF}{FT * RES} * 10^{(-0.003 * f_meas * z)}$$

Note: Lx * NF / RES is the BOF (or BOF * FSC)

$$Ispta_calc \text{ (for RES->oo)} = \frac{a * E_pa_el * NF}{RES * Ly_mod(z) * FT} * 10^{(-0.003 * f_mod * z)}$$

where: Lx,y beamwidth in azim or elev (either measured or modelled)

NF: number of firings in scan

FT: frame time

a: model's acoustic conversion

E_pa_el[W] = electrical pulse energy calculated by Sequoia

= pulse power times tau

The C_ispta can optionally calculated two ways:

- 1) The ratio is evaluated for all measurement z's and the max is taken:

$$Cispta = \frac{PII(z) * Lx_meas(z) * Ly_mod(z) * 10^{(-0.003 * f_meas * z)}}{a * E_pa_el * 10^{(-0.003 * f_mod * z)}}$$

The value for z is the meas range in all quantities, meas or model.

In short:

$$C_ispta = \max \text{ over measured } z \text{ of } \frac{\text{meas-term}(z)}{\text{calc-term}(z)}$$

- 2) z is treated like it is for C_isppa and C_pii. The meas-term is "maxed" over the meas ranges and the calc term is "maxed" over z=0 and foci.

In short

$$C_ispta = \frac{\max \text{ over measured } z \text{ of meas-term}(z\text{-meas})}{\max \text{ over } z=0 \text{ and foci of calc-term}(z\text{-calc})}$$

This second way is analogous to C_isppa and C_pii

* THIS SECTION WAS REPLACED:

*

* then fitC(V) as fct of Vpp^2 and get:

*

* C_0 (freq, ang, tx, apod) [1]

* V_0 (freq, ang, tx, apod) [V]

* P+ (freq, ang, tx, apod) [1]

* P- (freq, ang, tx, apod) [1]

*

WO 01/58357

PCT/US01/03534

* Again the resulting max-slope for the current interval is still
 * used to calculate C*V² at V_i only (with or without grid-overlap-factor)
 *2) repeat the step for the next higher voltage interval, until all
 * grid voltages intervals are done.
 *
 ***** END OF DELETED STUFF

C-factor voltage grid computation and fitting to grid: .
 =====
 This was algorithm was changed Sept 26, 1996 (see the old version above).

1. For each unique set of freq, angle, tx-focus and apod type, we compute all "raw" C-factors as function of Vpp and call this set a "case". We then compute y as a function of x, where y is C-factor x Vpp² and x is Vpp. The final fit will be a piecewise linear curve of y vs x
2. For each case we compute its convex hull, which consists of a subset of the raw x-y pairs and the point (0,0). The hull is computed by first adding point (0,0) to it. We then find that raw x-y pair with the largest slope and add it to the hull. We then find that raw x-y pair with x > x₀ and y > y₀ (where x₀-y₀ is the last added hull point which is also the one with the largest x and y values) which has the largest slope computed from x₀-y₀, i.e.

$$\text{max slope}(x_i, y_i) = \frac{y_i - y_0}{x_i - x_0} \text{ for all } x_i > x_0 \text{ and } y_i > y_0$$

In other words, the next hull point is (x_i, y_i) where x_i > x₀ and y_i > y₀ and slope(x_i, y_i) is max of all points with x_j > x₀ and y_j > y₀.

We repeatedly add hull points until no more raw points with x_i > x₀ and y_i > y₀ can be found.

3. We set the initial x-grid values to just two values: 0 and the max x for all hull cases.
4. We fit each hull case to the grid as follows. Add the point (0,0) to the fit. Then for each x-grid value compute the maximum slope w.r.t the previous x-grid value and compute the intersection of a line with that slope from the previous grid point (x, y) and the current grid line (vertical line through the x-grid). That is the new grid point. Then repeat until all grid points are covered.
 In other words

$$y\text{-next-grid} = y\text{-last-grid} + \text{max-slope} * (x\text{-next-grid} - x\text{-last-grid})$$

$$\text{where max-slope} = \max \text{ of } \frac{y_i - y\text{-last-grid}}{x_i - x\text{-last-grid}} \text{ over all } x_i > x\text{-last-grid} \text{ and } y_i > y\text{-last-grid}.$$

If the max slope is zero or negative or if there are no hull points with x > x-last-grid-point, then extrapolate from the last hull point as follows:

WO 01/58357

PCT/US01/03534

$$y(x\text{-grid}) = \frac{y\text{-max-hull}}{x\text{-max-hull}} * x\text{-grid}$$

Note: the hull point with the largest x also has the largest y.

5. Compute the error between the hull and the fit at each hull point and at each grid point for all cases. Extrapolation is as explained above ("constant C-factor extrapolation"). If the max absolute error is larger than an input tolerance add another grid point. The grid point is chosen by finding the point with the largest error (either a point on the hull or on the grid for one case). Find the next lower hull point for that case (unless that's already in the grid, then pick the next lower) and add that point to the grid.
6. Repeat steps 4 and 5 until the max absolute error is less or equal to the tolerance.
7. Now we repeatedly try to remove grid points again. We remove each grid point in turn and compute the max absolute error for all cases. If this error stays less or equal to the tolerance the point is removed. We pass over the grid from low to high x values and then in reverse until no further reduction can be achieved.
8. The fitted C-factors are the ratios y/x of the fitted curves for all case. The Vpp grid consists of the square roots of the x-grid values.

Note: in the above "all cases" means for both Ispta and MI (and all freq, angles, foci and apod types)

processing:

- =====
 - foreach distinct value of modulation frequency, angle, azim xmt focus, and apod type: calculate the measured and model parameter (tissue attenuated) and form the ratio. That is the C-factor as fct of volt. Record the C-factor, the voltage (Vpp), and the measurement's output carrier frequency. Here we apply the tau-rejection criterion: measurements whose ratio of meas-tau/elec-tau lies outside an option input range are ignored. (as for acoustic conversion)
- compute the grid and the fitted C-factors as described above for each case.
- For each of the THREE indept parameters (angle, focus, apod type): Sort the Cn values by (averaged) output carrier frequency and resample that list to the (distinct; sorted) modulation frequencies.
- This gives a regular rectangular four dimensional table with. Fill in holes by resampling over foci and angles (but NOT apod types; see Note under processing for azim beamwidth factor above)
- Options (see comments in template file: spcalc.options):
 =====
 - low and high tau rejection ratios (see acoustic conversions)
 - max absolute error for grid calculation and fitting in percent
 - range treatment for C_ispta (see above: either calculate ratio at the measurement ranges and take max OR take max of meas-term over meas. ranges and the max of calc-term over z=0 & foci and then form

WO 01/58357

PCT/US01/03534

the ratio)
 - by default, we create the files spc_vsub.dat and spc_vcfa.dat instead
 of the spc_val.dat file.

9) c_mi: MI c-factor:
 =====

c_mi (freq, ang, tx, apod)[1] = maximum (over: loc, f#, cyc)
 of meas (over: all)
 of

$$\frac{\text{MI_meas}^2}{\text{MI_calc}}$$

 MI_meas[1] =
$$\frac{\text{Pr}(z) [\text{MPa}]/\text{MPa} * \text{sqrt}(10^{(-0.003 * \text{freq}[\text{MHz}] * z[\text{mm}]})})}{\text{sqrt}(\text{freq}[\text{MHz}]/\text{MHz})}$$

MI_calc = max over z
$$\sqrt{\frac{W_{\text{min_a}} [\text{W}] * \rho [\text{g}/\text{cm}^3] * c [\text{mm}/\text{usec}] * 10^{(-0.003 * \text{freq} * z)}}{A_{\text{ee_beam}}(z) [\text{mm}^2] * \text{freq}[\text{MHz}]}}$$

In practice "max over z" means evaluating at z=0 z=z_elev_focus and z=z_focus
 and picking the maximum of these.

Note: Pr^2 = (W_min_ac / A_ee_beam) * rho * c
 rho = 1 g / cm^3 water density
 c = 1.5246 mm / usec speed of sound in water
 W_min_ac = a(freq) * W_min_el
 A_ee_beam = Lx(z) * Ly(z)

The calculation of the Cn values for the voltage grid values Vn (n=1..N)
 is the as for C_isppa.

processing:
 =====
 same as for C_isppa

Options (see comments in template file: spcalc.options):
 =====
 Three of the options that apply to C_isppa also apply to C_mi:
 - low and high tau rejection ratios (see acoustic conversions)
 - set of output grid voltages
 - voltage grid overlap factor (see C_isppa)
 - by default, we create the files spc_vsub.dat and spc_vcfa.dat instead
 of the spc_val.dat file.

Electrical conductance rescaling:
 =====

The usm machine calculates the electrical power terms
 (pulse average and pulse min or max power) by multiplying three
 terms: a voltage term, a apod sum term and the electrical conductance.
 This elec. conductance is a table provided by Power Management to

WO 01/58357

PCT/US01/03534

the machine. The table consists of pairs of elec. conductance (in uMho) vs output carrier frequency. During online operation it is interpolated to produce an electric conductance value for the current output carrier frequency.

spscalc provides for the capability to change the electrical conductance after the measurements are complete. It takes a new table of electrical conductance vs output carrier frequencies and rescales the electrical power terms according to this new conductance. This of course will change the model parameters, namely the acoustic conversions and the C-factors.

It is important that the same electrical conductance table is loaded into the machine, that was used as input to spscalc.

Here are the formulas:

```

=====
old_conductance[uMho]      read from machine during measurement
old_W_pa_el[W]            read from machine during measurement
old_W_min_el[W]           read from machine during measurement
new_conductance[uMho]     new value: interpolated from separate input
                           table to spscalc.

```

In all equations above that use the electric poer values (acoustic conversion, C-factors), we do this:

```

W_pa_el  = old_W_pa_el * new_conductance / old_conductance
W_min_el = old_W_min_el * new_conductance / old_conductance

```

Summary of Parameters calculated by Acq needed during Power Meas:
=====

the single line xmt parameters, plus

```

a0x[mm]:      xmt azim aperture
W_pa_el[W]:   electrical pulse average energy
W_min_el[W]:  electrical min peak energy (neg excursion peak)
V[V]:         xmt voltage
conductance[uMho]:
elec-tau[usec]:

```

Output of Power Calc (spscalc):

```

=====
The output is produced twice: once formatted for Z and once for S
The program also produces a text file that explains the output formats.
There are also debug output files that can be turned on. They are
also described in the "explanation file".

```

Output for Z:

```

=====
NOTE: This is currently still the backwardsly compatible format for
an earlier version of the model. Certain options (in spscalc.options)
must be set correctly (see the option inputs file). Also the
azim b-factor is divided by 1.5 for backwards compatibility.

```

The output is in mgl format and goes to a single file, with a table for each PMS parameter. Each table records the parameter value and the grid sample values for the independent parameters:

1) acoustic conversions: 2D-table

WO 01/58357

PCT/US01/03534

```

        ac-conv      a(freq)
2) elev focus and min beam width: 3D-table
   z_el    Loy(freq, angle)      freq    angle
3) azim beam width parameter, b: 3D-table
   b(freq, angle)/1.5    freq    angle
4) Isppa C-factor
   C      freq    angle    tx      apod    volt
5) MI C-factor
   C      freq    angle    tx      apod    volt

```

Output for S:

- =====
 1) S will do online interpolation in all six dimensions and, therefore, the imaging spec will store exactly what pms-calc produces. That is no interpolation or resampling when the imaging spec is created.
- 2) By default, we generate three data files to fill three tables. The files (tables) are: spc_grid.dat (pms_meas_grid) spc_vsub.dat (pms_meas_sub_values) and spc_vcfa.dat (pms_meas_c_factor). For backwards compatibility, we can generate the two data files spc_grid.dat and spc_val.dat to fill the pms_meas_grid table and the obsolete pms_meas_values table. pms_meas_grid contains the 6 independent variables (freq, angle, focus, apod type, cycles, volt), and the other table(s) contain the nine dependent ones.
- 3) The pms_meas_sub_values table depends on the independent variables: freq, angle, apod type, and cycle count. The pms_meas_c_factor depends on: freq, angle, focus, apod type, and voltage. Splitting the data into two tables allows for a great savings in storage for the IS database.
- The pms_meas_values table munges all the data into a single table. This is still supported through the spcalc option "make_spc_val = 1". By default, data for the two new tables, pms_meas_sub_values and pms_meas_c_factor, is made instead.
- 4) The two tables pms_meas_sub_values and pms_meas_c_factor are represented in acquisition software by the structures:

```

struct PmsMeasSubValuesIsM
{
    Float  acoustPulseAvgConv;
    Float  acoustPulseMaxConv;
    Float  elevFocusMm;
    Float  elevMinBwidthMm;
    Float  elevEffAperFactor;
    Float  azimBFactor;
    Float  azimEffAperFactor;
};

```

WO 01/58357

PCT/US01/03534

and

```

struct PmsMeasCFactorIsm      //PMS data C factor values
{
    Float  isppaCFactor;
    Float  micFactor;
};

```

(both from the AcqIsmDataStruct.h file)

The table of the "9" will have a column for each parameter and its six dimensional matrix is stored in linear fashion as column vector. In practice, that means an array of a struct like this:

```

struct PmsMeasValuesIsm      //PMS data values
{
    Float  acoustPulseAvgConv;
    Float  acoustPulseMaxConv;
    Float  elevFocusMm;
    Float  elevMinBwidthMm;
    Float  elevEffAperFactor;
    Float  azimBFactor;
    Float  azimEffAperFactor;
    Float  isppaCFactor;
    Float  micFactor;
};

```

So, for instance, if we had measured "everything" for 3 frequencies, 2 angles, 5 foci, 4 apod., 6 cycles and 7 voltages the table would have

$$3 \times 2 \times 5 \times 4 \times 6 \times 7 = 5040 \text{ rows}$$

- 5) The sample grid values for each of 6 independent parameters are also packed into a single table. It has six columns one for each parameter. The number of rows is the max number of values for any of the four paramters. Therefore, we will pad the column vector with a terminator value for those parameters whose value lists are shorter than the number of rows.

```

struct PmsMeasGridIsm      //PMS grid definition
{
    Float  outputCarrierFreqMHz;
    Float  usLineAngleDeg;
    Float  xmtFocusDepthMm;
    Int    baseApodId;
    Float  cycleCount;
    Float  xmtVppV;
};

```

So, in the above example (3 freq, 2 angles, 5 foci, 4 apod, 6 cycles, 7 volt), this table would have 7 rows. For freq, angles, apod and cycle the last 4,5,2,3, and 1 rows would have a terminator value (perhaps -1000000).

Notes:

=====

- 1) spmeas will attempt to measure an angle. If the elev focus cannot be found (because it is too shallow) the program will "say" so but go on.

WO 01/58357

PCT/US01/03534

If the peak for a particular xmt focus cannot be found the program will go on to the next xmt focus. For very large angle, perhaps no xmt focus might have data. These holes will be "filled" in by resampling to the output grid. (see above)

Summary description of handling the jitter of the output carrier freq:
=====

This is just a recap of what is written above in the various "processing" sections:

- 1) find list of distinct modulation freq the values will also serve as the output (sample) grid output-carrier-frequencies
- 2) find lists of distinct angles, xmt foci, apod types and cycles
- 3) foreach distinct output grid value pair of oc frequency and cycles:
calculate the weighted sum averages for all acoustic conversions. Measurements that are "closer" to the output grid point have a higher weight than meas that are "farther". Still, all measurements are averaged for a single grid point.
- 4) foreach distinct output carrier freq and distinct angle
calculate and average "z_el" and "L0y" and e-factor and f_oc
interpolate these three back to the list of output grid freq values
- 5) foreach distinct output carrier freq and distinct angle and apod type
calculate and average azim b-factor and e-factor and f_oc
interpolate these three back to the list of output grid freq values
- 6) foreach distinct modulation freq, angle, xmt focus, apod type
calculate C(V) and average f_oc
- 7) from C(V) determine Cn(Vn)
- 8) interpolate them back to output list of output carrier frequencies.

WO 01/58357

PCT/US01/03534

Online PMS Model Calculation:
 =====
 (formerly: "pms.online" Online Calculation of acoustic
 and thermal parameters)
 (Stefan Schmitz: 94/01/31)
 (update: 97/05/06)
 (update: 97/10/16; Ispta change for z=0 for rel 2.5)
 (moved: 98/04/07 to /people/pmsw/dev/spcalc; put under SCC.
 was in interleaf; made softlink there:
 Systems->Acuson->adia->Scanning-specs->
 Other-Features->pms_calc)

This document describes the calculation of the acoustic and thermal parameters by Sequoia when it is in operation. The parameters are for FDA and internal regulations. Some parameters will be regulated, others merely displayed.

There are two groups: short time constant parameters (STC) that apply for a single firing and long time constant parameters (LTC) that are averaged over long times (full frame).

- STC:
 1) Isppa_t
 2) MI
- LTC:
 4) Ispta_t
 5) TIS, TIB, TIC
 6) dT_skin, dT_air

Parameters for IEC1157
 Headrooms

Note: dimensions are in [], e.g. [mW/cm^2]
 [1] means dimensionless
 square of units appends "2" or "-2", i.e.: [V2] or [V^-2]

1) Isppa_t [W/cm^2]
 =====

$$Isppa_t [W/cm^2] = 100 * \frac{\text{maximum } \left(\frac{W_3_pa_acoust [W]}{A_ee_beam [mm^2]} \right)}{\text{over } z} \left(\frac{c_sppa [1]}{A_ee_beam [mm^2]} \right)$$

$$A_ee_beam(z, freq, ang, zfx, a0x, apod) [mm^2] = Lx [mm] * Ly [mm]$$

$$Lx(z, freq, ang, zfx, a0x, apod) [mm] =$$

$$= L0x [mm] * \sqrt{1 + \left(\frac{LSx [mm]}{L0x [mm]} \right)^2 - 1} * \left(1 - \frac{z [mm]}{zfx [mm]} \right)^2$$

$$LSx = a0x * \text{azimuthAtSurface-fraction}$$

$$L0x [mm] = b [1] * \frac{cH20 [mm/usec]}{freq [MHz]} * \frac{zfx [mm]}{a0x [mm]} \quad (= b \text{ lambda } f\#)$$

WO 01/58357

PCT/US01/03534

$$Ly(z, \text{freq}, \text{ang}) [\text{mm}] = L0y [\text{mm}] \sqrt{1 + \left(\frac{z [\text{mm}] \sqrt{2}}{2fy [\text{mm}]} \right)^2 + \left(\frac{L0y [\text{mm}] \sqrt{2}}{2fy [\text{mm}]} \right)^2 - 1} \cdot \left(1 - \frac{z [\text{mm}] \sqrt{2}}{2fy [\text{mm}]} \right)$$

$LSy = a0y * \text{elevBwidthAtSurface-fraction}$
 $c_sppa[1] * V^2 =$ is modelled as piecewise linear in V^2
 and is described by a few values pairs:
 $(Vn, Cn) n = 1 \dots N$
 from the imaging spec.
 (it is assumed that the $C * V^2$ curve goes through the origin)
 This means C is interpolated like that:
 $C(V) * V^2 = \alpha * Cn * Vn^2 + (1-\alpha) * Cn+1 * Vn+1^2$
 where: $Vn < V \leq Vn+1$
 $\alpha = \frac{Vn+1^2 - V^2}{Vn+1^2 - Vn^2}$
 or $C(V) = \beta * Cn + (1-\beta) * Cn+1$
 $\beta = \frac{V^2 - Vn^2}{Vn+1^2 - Vn^2}$ where $V' = \frac{Vn+1 * Vn}{V}$

$W.3_pa_acoust[W] =$
 $aAvg(\text{freq}, \text{cyc}) [1] * W0_pa_elec[W] * 10^{-(0.003 * \text{freq} [\text{MHz}] * z [\text{mm}])}$
 $W0_pa_elec[W] =$
 $\frac{1}{10^6} * g(\text{freq}) [\text{umho}] * Asq_unsc_sum(\text{apod}, f\#) [1] * V_pulse_rms^2 (V^2)$

$azimBwidthAtSurface-fraction$ (e-factor) model param. from meas/IS
 $elevBwidthAtSurface-fraction$ (e-factor) model param. from meas/IS
 $b(\text{freq}, \text{ang}, \text{apod}) [1]$ model param. from meas/IS
 $a0x[\text{mm}]$ azim aperture from ACQ
 $zfx[\text{mm}]$ focus range from ACQ
 $\text{freq} [\text{MHz}]$ -3dB center freq of output carrier freq from ACQ
 $a0y[\text{mm}]$ elevational aperture from IS
 $L0y(\text{freq}, \text{ang}) [\text{mm}]$ elev min e-e beam width from meas/IS
 $Zfy(\text{freq}, \text{ang}) [\text{mm}]$ elev focus range from meas/IS
 $C_sppa_grid_val(\text{freq}, \text{ang}, \text{ztx}, \text{apod}) [1]$ model param. from meas/IS
 $Vpp_sppa_grid(\text{freq}, \text{ang}, \text{ztx}, \text{apod}) [V]$ model param. from meas/IS
 $aAvg(\text{freq}, gNumber) [1]$ elec. conductance from IS
 $g(\text{freq}) [\text{umho}]$ (from xdcr group or thermal meas.)
 $Asq_unsc_sum(\text{apod}, f\#) [1]$ apodization values squared and summed over apod profile of center line; calc by ACQ

WO 01/58357

PCT/US01/03534

V_pulse_rms[V]] rms of xmt voltage over pulse for normalized apodization; calc by ACO

Combination of several xmt components: take maximum

2) MI[1]: Mechanical Index

MI[1] = maximum of over z

MI[1] = sqrt((W_3_min_acoust[W] * rho[g/cm3] * c_H2O[mm/usec] * MHz) / (A_ee_beam[mm2] * freq[MHz] * MPa2))

c_mi[1] = model parameter similar to c_isppa

W_3_min_acoust[W] = aMax(freq,cyc)[1] * W0_min_elec[W] * 10^(-0.003*freq[MHz]*z[mm])

W0_min_elec[W] = 1 / (10^6 * g(freq)[umho] * Asq_unsc_sum(apod,f#) * V_min^2[V2])

aMax(freq,gNumber)[1] model param. from meas/IS

g, Asq_unsc_sum(apod,f#), A_ee_beam: see above

V_min(pulse shape)[V2] min of xmt voltage for normalized apod.

V_min = V_max = Vpp/2

Vpp peak-to-peak of xmt voltage; rho = 1 g/cm3 density of water; constant (1g/cm^3); c_H2O = 1.5246 mm/usec speed of sound: constant (in water)

Combination of several xmt components: take maximum

3) Ispta_t (starting with Sequoia software version 1.61, changed for 2.5):

Ispta_t[mW/cm2] = 100 * maximum over z ((c_sppa[1] * W_3_rms_acoust[mW]) / (A_ispta(z)[mm2]))

W_3_rms_acoust[mW] = aAvg(freq)[1] * W0_rms_elec[mW] * 10^(-0.003*freq[MHz]*z[mm])

W0_rms_elec[mW] = 1 / (1000 * g(freq)[umho] * Asq_scan_sum[1]*V_total_rms^2[V2])

A_ispta at the surface (z=0):

WO 01/58357

PCT/US01/03534

$A_{ispta}(z=0) = (Lx(z=0) [mm] + Res\text{-}box\text{-}size(z=0) [mm]) * Ly(z=0) [mm]$
 (Note: With release 2.5 it was introduced to compute Ispta at the surface differently than for $z > 0$. For $z=0$ we went back to the pre 1.61 formulation)

A_{ispta} for $z > 0$:

$A_{ispta}(z>0) = Ispta$ equivalent area = num_lines * Lx * Ly / BOF

$$A_{ispta} = \frac{1}{num_lines * Lx * Ly} BOF$$

$$BOF = \begin{cases} 1 + \frac{Lx * (num_lines - 1)}{Res\text{-}box\text{-}size} & \text{if } Lx < Res\text{-}box\text{-}size \\ num_lines & \text{if } Lx \geq Res\text{-}box\text{-}size \end{cases}$$

$$A_{ispta} = \begin{cases} \frac{1}{num_lines * Lx * Ly} \left(1 + \frac{Lx * (num_lines - 1)}{Res\text{-}box\text{-}size} \right) & \text{if } Lx < Res\text{-}box\text{-}size \\ \frac{1}{Lx * Ly} & \text{if } Lx \geq Res\text{-}box\text{-}size \end{cases}$$

Lx(z) [mm], Ly(z) [mm] for center line; see Isppa
 c_sppa[1] for center line; see Isppa

Asq_scan_sum(apod.f#) = apodization values squared, summed over
 [1] apod profile and then averaged over the component's
 firings in one frame; calc by ACQ

V_total_rms[V] rms values of sent-voltage over all time for normalized
 apod; calc by ACQ

Res-box-size(z) [mm] RES/PAN box dimension as fct of z; calc by ACQ
 depends on start and end line and scan geometry
 linear: $r = (end_l\text{-}start_l+1) * line_spacing_in_mm$
 vector, curved lin, sector: $r = arc$
 $r = (end_l\text{-}start_l+1) * line_spacing * radius$

num_lines number of scan lines

derivation of A_{ispta} for $z > 0$

$$Ispta = c * \frac{PII.3_0 * FSC * BOF}{FT}$$

$$W.3 = sum(PII.3) * Lx * Ly / FT$$

WO 01/58357

PCT/US01/03534

```

sum(PII) = PII_0 * FSC * num_lines
Ispta = c *  $\frac{PII_{3_0} * FSC * num\_lines * Lx * Ly}{PT * A_{ispta}}$  = c *  $\frac{PII_{3_0} * FSC * BOF}{FT}$ 

where
sum(PII) = sum over all firings in scan
FT       = frame-time
PII_3_0  = PII.3 of center line (or line at which Ispta is taken)
FSC      = flow sample count (total number of firings of each scan line
          including reverb, refire, "prime the pump" firings)
BOF      = beam overlap factor

=> BOF =  $\frac{num\_lines * Lx * Ly}{A_{ispta}}$ 

A_ispta =  $\frac{num\_lines * Lx * Ly}{BOF}$ 

Combination of several scan modes:
=====
Ispta t will be managed for each mode separately with possibly separate
limits. But the total Ispta is the sum over modes
-----

#
# The following describes the now obsolete Ispta model:
#
# 3) Ispta t (before Sequoia release 1.61):
# =====
#
#  $Ispta\_t[mW/cm^2] = 100 * \frac{\text{maximum} \left( \frac{W_{3\_rms\_acoust}[mW]}{A_{ee\_scan}(z)[mm^2]} \right)}{\text{over } z} \left( c\_sppa[1] * \frac{W_{3\_rms\_acoust}[mW]}{A_{ee\_scan}(z)[mm^2]} \right)$ 
#
#  $W_{3\_rms\_acoust}[mW] = aAvg(freq)[1] * W0\_rms\_elec[mW] * 10^{(-0.003*freq[MHz]*z[mm])}$ 
#
#  $W0\_rms\_elec[mW] = \frac{1}{1000} * g(freq)[umho] * Asq\_scan\_sum[1] * V\_total\_rms^2[V^2]$ 
#
#
#  $A_{ee\_scan}[mm^2] = \left( Lx(z)[mm] + Res\_box\_size(z)[mm] \right) * Ly(z)[mm]$ 
#
# Lx(z)[mm], Ly(z)[mm] for center line; see Isppa
# c_sppa[1] for center line; see Isppa
#
# Asq_scan_sum(apod,f#) = apodization values squared, summed over
# [1] apod profile and then averaged over the component's
# firings in one frame; calc by ACQ
#
# V_total_rms[V] rms values of xmt-voltage over all time for
# normalized
# apod; calc by ACQ

```

WO 01/58357

PCT/US01/03534

```

# Res-box-size(z) [mm]   RES/PAN box dimension as fcn of z; calc by ACQ
#                         depends on start and end line and scan geometry
#                         linear: r = (end_l-start_l+1) * line_spacing_in_mm
#                         vector, curved lin, sector: r = arc
#                         r = (end_l-start_l+1) * line_spacing * radius

```

```

5) TI[i]
=====

```

Thermal Index

	Scanned:B,F	Unscanned:M,F-M,PW,CW
TIS	Eq A (surface)	A_aper[mm2] > 100mm2: Eq B (depth) A_aper[mm2] <= 100mm2: Eq C (surface)
TIB	Eq A (surface)	Eq D (depth)
TIC	Eq E (surface)	Eq E (surface)

```

large aper: A_aper > 1cm^2
small aper: A_aper <= 1cm^2

```

Combining TI's:

```

=====
let
  N = N-th xmt component in the frame:
  SUM = sum over N or appropriate subset of N
  MAX = maximum over two terms
  X = one of S, C, or B

```

```

in general:
=====
TIX = MAX [ SUM(TIX_N_surface), SUM(TIX_N_depth) ]

```

```

in particular:
=====
TIS = MAX [ SUM(TIS_N_scanned) + SUM(TIS_N_unscanned_small_aper),
           SUM(TIS_N_unscanned_large_aper) ]

```

```

TISF := SUM(TIS_N_unscanned_large_aper) (definition; special addition)

```

```

TIB = MAX [ SUM(TIB_N_scanned), SUM(TIB_N_unscanned) ]

```

```

TIC = SUM(TIC_N)

```

```

or in other words:
=====

```

```

TIS = MAX [ SUM(TI_A) + SUM(TI_C), SUM(TI_B) ]

```

```

TIB = MAX [ SUM(TI_A), SUM(TI_D) ]

```

```

TIC = SUM(TI_E)

```


WO 01/58357

PCT/US01/03534

$$\left[\frac{1}{50\text{mW}} * \sqrt{\left| W.3(zB.3) [\text{mW}] * \text{Ispta}.3(zB.3) [\text{mW}/\text{cm}^2] * \text{cm}^2 \right|}, \frac{1}{4.4\text{mW}} * W.3(zB.3) [\text{mW}] \right]$$

(TIB; unscanned; depth)

where:

=====

W0[mW] = W0_rms_acoust[mW] = a(freq)[1] * W_rms_elec[mW]
 (see above): avg. acoust power

W01[mW] = W01_rms_acoust[mW] = a(freq)[1] * W01_rms_elec[mW]
 avg. acoust power through central 1cm of active aper

W01_rms_elec[mW] = $\frac{1}{1000} * g(\text{freq}) [\text{umho}] * A01[1] * V_{\text{total_rms}}^2 [V^2]$

W.3[mW] = W.3_rms_acoust[mW] = W0[mW] * $10^{(-0.003 * \text{freq}[\text{MHz}] * z[\text{mm}])}$

Ispta_t[mW/cm2] (see above)

A01[1]: 1cm-scanned_summed Apod: sum of apod. values squared over a 1cm long aperture (central 1cm) for the frame's N-th firing of the component square and sum the apod profile truncated by the central 1cm; then average over all firings that compose this component's frame; calc by ACQ

$$\text{Deq}[\text{mm}] = \sqrt{\frac{4}{\pi} * A_{\text{aper}}[\text{mm}^2]}$$

$$z_{\text{bp}}[\text{mm}] = 1.5 * \text{Deq}[\text{mm}]$$

A_aper[mm2]: active aperture area
 A_aper[mm2] = a0y[mm] * a0x_scanned_12db[mm]
 a0x_scanned_active[mm]: size of scanned active aperture,
 ie. aperture comprised
 of all elts with V_rms >= -12dB max(V_rms);
 calc by ACQ

large aperture if A_aper > 1 cm^2=100 mm2
 small aperture if A_aper <= 1 cm^2=100 mm2
 zB.3 depth that maximizes W.3(z) * Ispta_t(z)
 or similarly, that maximizes Ispta derated with 0.6

summing of components and V-dependence:
 =====
 We sum the TI's at surface together and the ones at depth and take the maximum of the two sums. For all TI terms that are calculated from W we use V^2 dependence, for all TI terms that are calculated from Ispta or sqrt(Ispta) we use the Isppa c-factor or its sqrt.

Let: N = denote the N-th component
 X = S, B, or C

WO 01/58357

PCT/US01/03534

TIX = maximum (TIX_surface, TIX_depth) for each X=S,B,C

Note: scaling with voltage: all W's are proportional to V^2
whereas Ispta uses the Isppa-C-factor behavior

6) Delta T: temperature rise at xdcr surface

dt_skin/air[C] = --- k_skin/air[C/W] * AperFct(SFSA) [1] * W0_rms_elec[mW]
1000
k_skin/air: head capacity [C/W]; from thermal measurements; from IS
for gel/air and gel/skin

AperFct: aperture function
AperFct = min (AperFct_max, AperFct_slope * SFSA + AperFct_intercept)
AperFct_max, AperFct_slope, AperFct_intercept from IS;
from thermal measurements

SFSA: stationary fractional surface area
measure of size of active scanned aperture

SFSA = spanned aperture over all firings for component / max-xdcr-aperture
we approximate:

SFSA = a0x_scanned_l2db[mm] / max_a0x_aperture[mm]

spanned means: all elements that are part of any firing during a frame
for the component count for the spanned aperture

W0_rms_elec[mW] = --- g(freq) [umho] * Asq_scan_sum[1] * <V^2>_rms[V2]
1000

NOTE: the scan-factor (SF) that appears for the A128, is taken
care of in the W0_rms calculation by ACQ

Parameters for IECl157:

Maximum underated rarefactional pressure: Pr.0:

The maximum underated rarefactional Pressure in MPa.

This is essentially the same as the MI with two differences:
- no division by frequency
- no tissue deration

Pr.0 = maximum of
over z

$$\sqrt{c_{mi}[1] * \frac{W0_min_acoust[W] * rho[g/cm3] * c_H2O[mm/usec]}{A_ee_beam[mm2]} * 1} \text{ MPa2}$$

WO 01/58357

PCT/US01/03534

```

c_mi[1] = MI-C-factor model parameter (same as for M1)

W0_min_acoust[W] = aMax(freq,cyc)[1] * W0_min_elec[W]
W0_min_elec[W]   = 1 / (10^6 * g(freq)[umho] * Asq_unsc_sum(apod,f#) * V_min^2[V2])

aMax(freq,gNumber)[1] . . . . . acoust conversion model param. from .
                               meas/IS

g(freq)               . . . . . electrical conductance in uMho
                               (model param)

Asq_unsc_sum(apod,f#), A_ee_beam: see above

V_min(pulse shape)[V2] . . . . . min of xmt voltage for normalized
                               apod.
V_min = V_max = Vpp/2          . . . . . peak-to-peak of xmt voltage
Vpp                            . . . . . density of water; constant (1g/cm^3)
rho = 1 g/cm3                  . . . . . speed of sound; constant (in water)
c_H2O = 1.5246 mm/usec

Combination of several xmt components: take maximum

Ispta.0:
=====
The underated spatial peak temporal average intensity
Same as Ispta without the tissue deration. Summed over modes and seq. foci.

W0:
===
Total (underated) average acoustic power
W0_rms_acoust[mW] = aAvg(freq)[1] * W0_rms_elec[mW]
W0_rms_elec[mW]   = 1 / (1000 * g(freq)[umho] * Asq_scan_sum[1]*V_totai_rms^2[V2])

g(freq)[umho]     = elec. conductance from IS
                   (from xdcx group or thermal meas.)

Asq_scan_sum(apod,f#) = apodization values squared, summed over
[1]                   apod profile and then averaged over the component's
                   firings in one frame; calc by ACQ
V_total_rms[V]      = rms values of xmt-voltage over all time for normalized
                   apod; calc by ACQ

1ob:

```

WO 01/58357

PCT/US01/03534

```

====
Iob = W0 / max_az_aper * max_el_aper * max(sfsa)
W0: underrated average acoustic power (summed over modes and seq foci)
max_az_aper: maximum azimuthal aperture
max_el_aper: maximum elevational aperture
sfsa: stationary fractional surface area (max over modes and seq foci)
max(sfsa): maximum over all modes and seq foci

```

----- Headrooms: =====

In order to account for xdcr variability, the acoustic and thermal parameters (M₁, l_{sppa}, l_{spta}, T₁, delta-T) can be raised by some dB headroom. This headroom can be frequency dependent and comes from the imaging spec. There are two headrooms, one for acoustic and one for thermal parameters, per (sample grid) frequency.

The online code will interpolate in frequency (in dB) or extrapolate by repeating the last value (constant extrapolation) and then use the resulting dB values to scale the acoustic conversions and head capacity:

```

acoustDB: acoustic headroom in dB interpolated to current output carrier
          frequency.
thermDB:  thermal headroom in dB interpolated to current output carrier
          frequency.

```

then

```

aAvg_HR = aAvg * 10^(acoustDB/10)
aMax_HR = aMax * 10^(acoustDB/10)
k_skin_HR = k_skin * 10^(thermDB/10)
k_air_HR = k_air * 10^(thermDB/10)

```

and these conversions and specific heat factors are used in the above formulas.

----- Summary of Param from ISM: =====

b(freq, ang, apod) [1]	from meas/IS
axim E-factor [1]	from meas/IS
a0y [mm]	elevational aperture from IS
L0y(freq, ang) [mm]	elev min e-e beam width from meas/IS
Zfy(freq, ang) [mm]	elev focus range from meas/IS
elev E-factor [1]	elev effective aperture from meas/IS
C0_sppa(freq, ang, ztx, apod) [1]	from meas/IS
V0_sppa(freq, ang, ztx, apod) [V]	from meas/IS
P+>sppa(freq, ang, ztx, apod) [1]	from meas/IS
aAvg(freq, gNumber) [1]	from meas/IS
aMax(freq, gNumber) [1]	from meas/IS
g(freq) [umho]	elec. conductance from IS
scan geom info	info to convert res/pan box extend
k_skin/air [C/W]	from angle into mm; from IS
	head capacity from meas/IS

WO 01/58357

PCT/US01/03534

```

(thermal meas,
from meas/IS (thermal meas)
from meas/IS (thermal meas)
from meas/IS (thermal meas)
from Can's model
from Can's model
from Can's model
from IS (val vs freq table)
from IS (val vs freq table)
from IS (val vs freq table)

Summary of Param calculated by Acq:
=====
freq[MHz]          output carrier freq (-3dB center freq)
zfx[mm]            tx focus range
usl_angle[deg]     us-line angle
apod_type[1]       transmit apodization type
Vpp_ref[V]         reference peak-to-peak voltage for
                   single elt with normalized apod
                   (from Can's model)
Vpp                actual single elt Vpp for normal. apod
tau[usec]          single elt xmt e duration from Can's
                   model
frame_time[usec]   frame time allocated to each mode[usec]
scan_area_or_res/pan-box_size[mm] extent in mm or angle
num_lines          number of scan lines
a0x[mm]            tx aperture
a0x_scanned_12db[mm] size of scanned active aperture, ie.
                   aperture comprised of all elts with
                   V_rms >= -12dB max(V_rms) for a
                   particular xmt component (in frame)

Asq_unsc_sum(apod,f#) [1] apodization values squared and
                           summed over apod profile of center
                           line; calc by ACQ
Asq_scan_sum(apod,f#,firings in frame) [1] apodization values squared and summed
                           over apod profile for each firing in
                           frame and then average over those;
                           calc by ACQ
A01(apod,f#,firings in frame) [1] 1cm-scanned summed Apod: sum of apod.
                           values squared over a 1cm long
                           aperture (central 1cm); for the
                           frame's N-th firing of the component
                           square and sum the apod profile
                           truncated by the central 1cm; then
                           average over all firings that compose
                           this component's frame.

Vpp[V] (Vmax = Vpp/2) pulse peak to peak for normalized apod
Vpp = Vpp_ref * absolute scale
where Vpp_ref is calculated by Can's model
(Vmax or Vpp replaces: )
(<V^2>_min(pulse shape) min of xmt voltage^2 }
( for normalized apod )

```


WO 01/58357

PCT/US01/03534

$$A01 = \max_{1cm} \frac{1}{N_j} \sum_{j=0}^{N_j} \frac{1}{N_i} \sum_{i=0}^{N_i} \text{trunc}_{1cm} \left(\sqrt{A_{i,j}^2} \right)$$

lines elts

where $\text{trunc}_{1cm}(A_{ij}^2) = 0$ if i -th lies outside the 1 cm along aperture
 $= A_{ij}^2$ if i -th lies inside the 1cm along aperture

NOTE: I have chosen to average over number of lines rather than just to sum. This means that the V_{rms} would be over the time that any line is fired

$$V_{rms_total} = V_{rms_pulse} * \text{tau-pulse-length} * FSC * \text{num_lines} / \text{frame-time}$$

where $FSC * \text{num_lines}$ really means total number of firings per frame (for this mode)

Even for A01 will be divide the sum by N_j , that is the total number of lines not just the ones that contribute to the sum.

Summary of Electrical Power Parameters:

```

=====
W0_min_el [W] = 10^-6 * g(freq){umho} * Asq_undef_sum[1] * <V^2>_min[V2]
W0_pa_el [W] = 10^-6 * g(freq){umho} * Asq_undef_sum[1] * <V^2>_PA[V2]
W0_rms_el [mW] = 10^-3 * g(freq){umho} * Asq_scah_sum[1] * <V^2>_rms[V2]
W01_rms_el [mW] = 10^-3 * g(freq){umho} * A01[1] * <V^2>_rms[V2]
=====

```

acutal management:

1) short time constants (MI, Isppa_t)

These are mode specific. Managed in two phases, first estimate some values for a "artificial" value of V (this includes the parameters that tell how to "scale" the value for other V's)

$$Isppa_t(V) = Isppa_t(V0) * \frac{V^2}{V0^2} * \left(1 - P+ * \left(1 - \frac{V^2}{V0^2} \right) \right)$$

So for $Isppa_t(V)$ is determined by 5 paramters:

$$Isppa_t(V) = fct(Isppa_t(V0), V0, P+, P-, V)$$

$$MI(V) = fct(MI_V0, V0, P+, P-, V)$$

So, we calculate the V that gives the $Isppa_t$ at the limit.

2) long time constants (TI, DT, Ispta_t)

a) Ispta:

WO 01/58357

PCT/US01/03534

```

=====
managed in three steps:
1) Each mode is limited to a mode maximum value from IS
2) The total Ispta is limited to the sum limit from IS (PDA limit)
   by reducing each mode proportional to its value after step 1
3) Each mode is limited to the currently user selected Ispta limit

b) TI and DT
=====
all modes are calculated over whole frame and then summed according
to summing formulas

3) managing
=====
first calculate maximum short time voltage for each mode (either
limited acoustically or thermally)

based on this voltage each mode calculates Ispta and reduces voltage
if necessary to meet Ispta_limits.

TI and DT are calculated and V is reduced proportionally for each
mode to make DT below the limit.

Electrical limits are calculated and V is again reduced proportionally
if necessary.

Finally further reduction if the user has a lower limit on MI or Ispta
selected or has as dB reduction selected.

Questions/Notes:
=====
- Note: peak apod not needed
- Note: MI evaluated at z_MI_max, not z_PII.3_max
- Note: rho * c: density/speed are water values
- Note: V^2 for normalized apod
- Note: Asc_scan summed should be averaged over firings in frame
- Note: res-box-Size is the arc for sector/vector/curved linear
- Note: c_sppa for Ispta_t
- Note: Ispta_t is using center line values for beam-area and c_sppa
- Note: currently just adding Ispta_t's - no optimization over Z
      The opt could be used in verify or what do regulations say?
- Note: The factoring of W_rms into space and time reasonable even
      if both V_i and Apod_i change with i-th firing in frame
- Note: A01 is averaged over line firings, summed over each elt per line
      firing.
- Note: V dependence of TI: either V^2, c-factor or sqrt(c-factor)
- Note: CW should fail out
- Note: We will base the single line parameters on the broadside line
      Even if the broadside line lies outside the pan/res box

? AuxCW ?

single line firing parameters (per xmt component):
=====
Float  outputCarrierFreqMHz; // Can's model
Float  usLineAngleDeg;
Float  xmtFocusMm;
Id      baseApodTypeId;

```

WO 01/58357

PCT/US01/03534

```

Float   xmtVppV;
Float   xmtApertureMm;           // arc length for curved linear
Float   xdcrCurvatureRadiusMm; // infinite for linear stacks
or
Float   xmtAperChordMm;         // = xmtApertureMm for linear stacks
// = chord           for curved linear stack
// or use radius of curvature instead

Float   elevApertureMm;

Float   refPulseVppV;           // Can's model
Float   refPulseRmsV;         // Can's model
Float   refPulseTauUsec;       // Can's model

Float   electConductanceUMho;

Float   sumApodSquares;        // for the single line: sum over elements

scanning parameters (per xmt component):
=====
Float   frameTimeUsec;         // only one (not per component)

Float   numFirings;
Float   linearResBoxSizeMm;    // for linear scan format
Float   angleResBoxSizeDeg;    // for sector,vector,curved-linear
Float   resRadiusOffsetMm;    // for sector,vector,curved-linear

Float   sumSumApodSquares;     // Apod^2 summed over firings summed over elts
Float   trunc1CmSumSumApodSq; // Apod^2 summed over firings summed over elts
// truncated to max lcm of xmt aperture

Float   aperScanned12dbMm;     // scanned apert. w. Vrms within -12db of max

approximations made:
=====
1) negative voltage amplitude is approximated by 1/2 of the envelope peak-
to-peak voltage
2) aperScanned12db is approximated by SFSA * max-aperture

CW mode:
=====
CW fits naturally into the model, it is not measured separately.
However, some input parameters are arbitrary as long as certain
relationships are preserved:
1) refPulseRmsV = 1/4 * sqrt(2) * Vpp
2) tau * Num-pulses-per-frame = frame-time * mode-frame-time-fraction
where tau, Num.. and frame-time are arbitrary

```

WO 01/58357

PCT/US01/03534

What is claimed is:

1. For use with a medical diagnostic ultrasound imaging system operative to generate an ultrasound image and comprising a transducer operative to transmit an ultrasonic beam, a method for determining an acoustic output parameter of the transmitted ultrasonic beam in a user-selected region in the ultrasound image, the method comprising:
- 5
- (a) transmitting an ultrasonic beam from a transducer of a medical diagnostic ultrasound imaging system;
- 10
- (b) generating an ultrasound image with the medical diagnostic ultrasound imaging system;
- (c) receiving, from a user, a selection of a region in the ultrasound image; and
- (d) determining an acoustic output parameter of the transmitted ultrasonic beam in the user-selected region.
- 15
2. The invention of Claim 1 further comprising:
- (e) providing an indication of the determined acoustic output parameter.
3. The invention of Claim 2, wherein (e) comprises displaying the determined acoustic output parameter.
- 20
4. The invention of Claim 1, wherein the user-selected region comprises a single point.
- 25
5. The invention of Claim 1, wherein the user-selected region comprises a plurality of points and wherein (d) comprises determining a respective acoustic output parameter for each of the plurality of points.

WO 01/58357

PCT/US01/03534

6. The invention of Claim 5, further comprising:
(e) providing an indication of the determined acoustic output parameters for the plurality of points.
- 5 7. The invention of Claim 6 wherein (e) comprises providing an isobar representation of the determined acoustic output parameters for the plurality of points.
8. The invention of Claim 6 wherein (e) comprises providing a map representation of the determined acoustic output parameters for the plurality of points.
- 10 9. The invention of Claim 8 wherein (e) comprises providing a grayscale map representation of the determined acoustic output parameters for the plurality of points.
10. The invention of Claim 8 wherein (e) comprises providing a color map representation of the determined acoustic output parameters for the plurality of points.
- 15 11. The invention of Claim 5 further comprising:
(e) determining a distribution of the determined acoustic output parameters for the plurality of points.
- 20 12. The invention of Claim 11 further comprising:
(f) providing an indication of the determined distribution of the determined acoustic output parameters for the plurality of points.
- 25 13. The invention of Claim 12, wherein (f) comprises displaying the determined acoustic output parameters for the plurality of points.

WO 01/58357

PCT/US01/03534

14. The invention of Claim 1 further comprising:

(e) achieving a specified acoustic output parameter of the transmitted ultrasonic beam in the user-selected region by automatically adjusting an operating parameter of the medical diagnostic ultrasound imaging system.

5

15. The invention of Claim 1 further comprising:

(e) determining acoustic attenuation of the transmitted ultrasonic beam; and
(f) correcting the determined acoustic output parameter for the determined acoustic attenuation.

10

16. The invention of Claim 1, wherein the acoustic output parameter is determined using an acoustic model, and wherein the invention further comprises calibrating the acoustic model with an in vivo measurement of contrast agents with different non-linear response levels.

15

17. For use with a medical diagnostic ultrasound imaging system operative to generate an ultrasound image and comprising a transducer operative to transmit an ultrasonic beam, a method for achieving a specified acoustic output parameter of the transmitted ultrasonic beam in a selected region in the ultrasound image, the method comprising:

20

(a) transmitting an ultrasonic beam from a transducer of a medical diagnostic ultrasound imaging system;

(b) generating an ultrasound image with the medical diagnostic ultrasound imaging system;

25

(c) selecting a region in the ultrasound image; and

(d) achieving a specified acoustic output parameter of the transmitted ultrasonic beam in the selected region by automatically adjusting an operating parameter of the medical diagnostic ultrasound imaging system.

WO 01/58357

PCT/US01/03534

18. The invention of Claim 17, wherein (c) comprises automatically selecting a region in the ultrasound image.
- 5 19. The invention of Claim 17, wherein (c) comprises automatically selecting a region at a specified image depth in the ultrasound image.
20. The invention of Claim 17, wherein (c) comprises automatically selecting a region at a transmit focus of the transmitted ultrasonic beam.
- 0 21. The invention of Claim 17, wherein (c) comprises receiving, from a user, a selection of a region in the ultrasound image.
22. The invention of Claim 17 further comprising:
5 (e) providing an indication of the achieved acoustic output parameter.
23. The invention of Claim 17, wherein (e) comprises displaying the achieved acoustic output parameter.
- 10 24. The invention of Claim 17, wherein the selected region comprises a single point.
25. The invention of Claim 17, wherein the selected region comprises a plurality of points.
- 15 26. The invention of Claim 17 further comprising:
(e) determining an acoustic output parameter of the transmitted ultrasonic beam in the selected region;
(f) determining acoustic attenuation of the transmitted ultrasonic beam; and

WO 01/58357

PCT/US01/03534

(g) correcting the determined acoustic output parameter for the determined acoustic attenuation.

27. The invention of Claim 17 further comprising:

5 (e) determining, using an acoustic model, an acoustic output parameter of the transmitted ultrasonic beam in the selected region; and

(f) calibrating the acoustic model with an in vivo measurement of contrast agents with different non-linear response levels.

10 28. For use with a medical diagnostic ultrasound imaging system operative to generate an ultrasound image and comprising a transducer operative to transmit an ultrasonic beam, a method for providing an indication of an acoustic output parameter of the transmitted ultrasonic beam in a selected region in the ultrasound image, the method comprising:

15 (a) transmitting an ultrasonic beam from a transducer of a medical diagnostic ultrasound imaging system;

(b) generating an ultrasound image with the medical diagnostic ultrasound imaging system;

20 (c) selecting a region in the ultrasound image, the selected region being different from a region containing a peak acoustic output parameter of the transmitted ultrasonic beam;

(d) determining an acoustic output parameter of the transmitted ultrasonic beam in the selected region; and

25 (e) providing an indication of the determined acoustic output parameter.

29. The invention of Claim 28, wherein (c) comprises automatically selecting a region in the ultrasound image.

WO 01/58357

PCT/US01/03534

30. The invention of Claim 28, wherein (c) comprises automatically selecting a region at a specified image depth in the ultrasound image.
- 5 31. The invention of Claim 28, wherein (c) comprises automatically selecting a region at a transmit focus of the transmitted ultrasonic beam.
32. The invention of Claim 28, wherein (c) comprises receiving, from a user, a selection of a region in the ultrasound image.
- 10 33. The invention of Claim 28, wherein (e) comprises displaying the determined acoustic output parameter.
34. The invention of Claim 28, wherein the selected region comprises a single point.
- 15 35. The invention of Claim 28, wherein the selected region comprises a plurality of points and wherein (d) comprises determining a respective acoustic output parameter for each of the plurality of points.
- 20 36. The invention of Claim 35, wherein (e) comprises providing an indication of the determined acoustic output parameters for the plurality of points.
37. The invention of Claim 35, wherein (e) comprises providing an isobar representation of the determined acoustic output parameters for the plurality of points.
- 25 38. The invention of Claim 35, wherein (e) comprises providing a map representation of the determined acoustic output parameters for the plurality of points.

WO 01/58357

PCT/US01/03534

39. The invention of Claim 38 wherein (e) comprises providing a grayscale map representation of the determined acoustic output parameters for the plurality of points.
40. The invention of Claim 38 wherein (e) comprises providing a color map
5 representation of the determined acoustic output parameters for the plurality of points.
41. The invention of Claim 35 further comprising:
(f) determining a distribution of the determined acoustic output parameters for the plurality of points.
10
42. The invention of Claim 41 further comprising:
(g) providing an indication of the determined distribution of the determined acoustic output parameters for the plurality of points.
- 15 43. The invention of Claim 42, wherein (g) comprises displaying the determined acoustic output parameters for the plurality of points.
44. The invention of Claim 28 further comprising:
(f) achieving a specified acoustic output parameter of the transmitted
20 ultrasonic beam in the selected region by automatically adjusting an operating parameter of the medical diagnostic ultrasound imaging system.
45. The invention of Claim 28 further comprising:
(f) determining acoustic attenuation of the transmitted ultrasonic beam; and
25 (g) correcting the determined acoustic output parameter for the determined acoustic attenuation.

WO 01/58357

PCT/US01/03534

46. The invention of Claim 28, wherein the acoustic output parameter is determined using an acoustic model, and wherein the invention further comprises calibrating the acoustic model with an in vivo measurement of contrast agents with different non-linear response levels.
- 5
47. For use with a medical diagnostic ultrasound imaging system operative to generate an ultrasound image and comprising a transducer operative to transmit an ultrasonic beam, a method for providing an indication of a location of a region in the ultrasound image in which an acoustic output parameter of the transmitted ultrasonic beam is determined, the method comprising:
- 10
- (a) transmitting an ultrasonic beam from a transducer of a medical diagnostic ultrasound imaging system;
 - (b) generating an ultrasound image with the medical diagnostic ultrasound imaging system;
 - 15 (c) determining an acoustic output parameter of the transmitted ultrasonic beam in a region in the ultrasound image;
 - (d) providing an indication of the determined acoustic output parameter; and
 - (e) providing an indication of a location of the region in the ultrasound image.
- 20
48. The invention of Claim 47, wherein the acoustic output parameter comprises a peak acoustic output parameter and wherein the location comprises a location of the peak acoustic output parameter.
49. The invention of Claim 47, wherein the acoustic output parameter comprises mechanical index and wherein the location comprises a location associated with the mechanical index.
- 25
50. The invention of Claim 47, wherein (e) comprises providing a visual indicator on the ultrasound image at the region in the ultrasound image.

WO 01/58357

PCT/US01/03534

51. The invention of Claim 47, wherein (e) comprise providing an indication of a range of the region.
- 5 52. The invention of Claim 1, 17, or 28, wherein the region is selected from the group consisting of a point, at least one point in a line, at least one point enclosed by an arbitrary shape, and at least one point enclosed by a predefined shape.
- 10 53. The invention of Claim 1, 17, or 28, further comprising displaying a mechanical index value of the transmitted ultrasonic beam.
54. The invention of Claim 1, 17, 28, or 47, wherein the acoustic output parameter comprises an index of a thermal acoustic output of the transmitted ultrasonic beam.
- 15 55. The invention of Claim 1, 17, 28, or 47, wherein the acoustic output parameter comprises an index of a mechanical acoustic output of the transmitted ultrasonic beam.
56. The invention of Claim 1, 17, 28, or 47, wherein the acoustic output parameter is operative to affect contrast agent modification.
- 20 57. The invention of Claim 1, 17, 28, or 47, wherein the acoustic output parameter is operative to affect a drug-carrying vessel.
58. The invention of Claim 1, 17, 28, or 47, wherein the acoustic output parameter comprises acoustic power of the transmitted ultrasonic beam.
- 25 59. The invention of Claim 1, 17, 28, or 47, wherein the acoustic output parameter comprises acoustic energy of the transmitted ultrasonic beam.

WO 01/58357

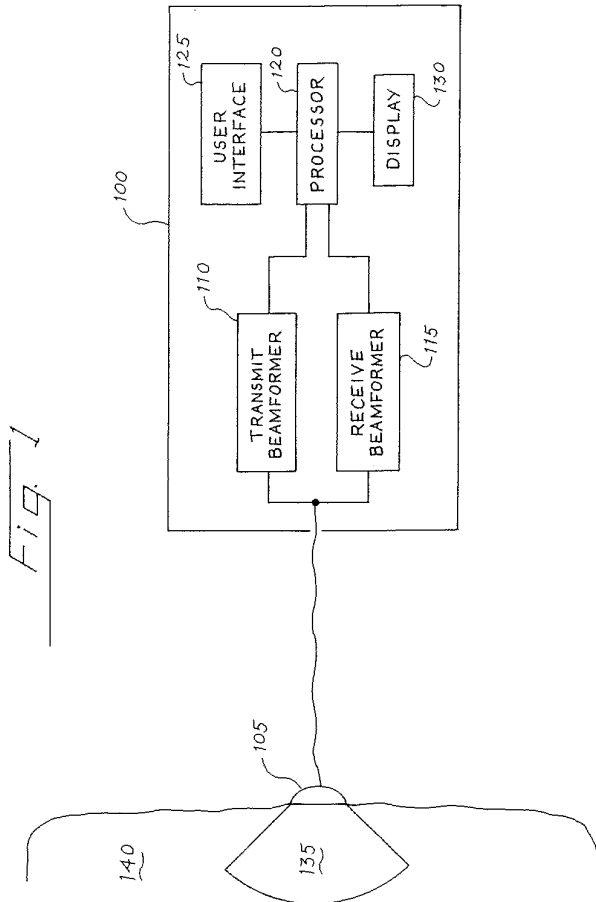
PCT/US01/03534

60. The invention of Claim 1, 17, 28, or 47, wherein the acoustic output parameter comprises acoustic pressure of the transmitted ultrasonic beam.

5

55

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)



WO 01/58357

PCT/US01/03534

2/3

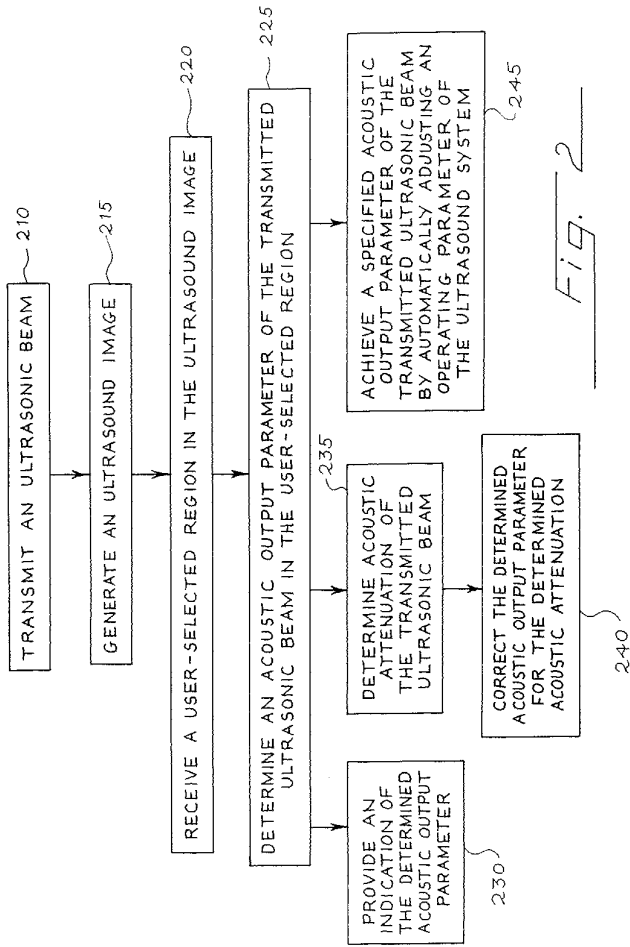


Fig. 2

WO 01/58357

PCT/US01/03534

3/3

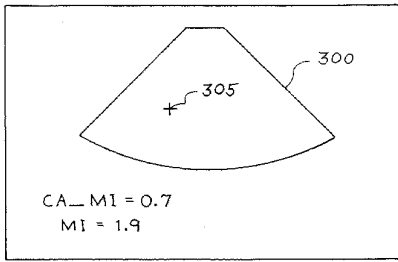


Fig. 3

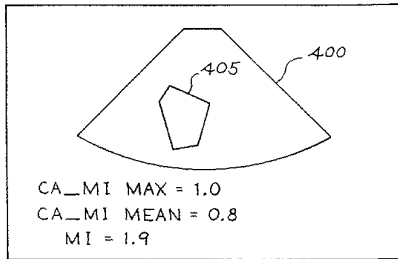


Fig. 4

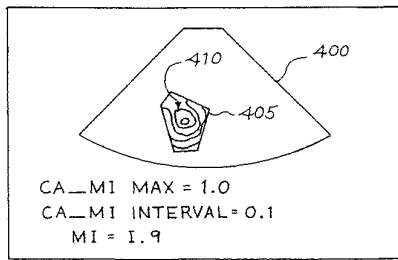



Fig. 5

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US0103334																		
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : A61B 0800 US CL : 600/437, 464 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) U.S. : 600/437, 464, 443, 447 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 practicable, search terms used)																				
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT																				
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.																		
X	US 6,036,643 A (Criton et al.) 14 March 2000. See entire document.	1-60																		
X	US 5,634,465 A (Schmiesing et al.) 3 June 1997. See entire Document.	1-60																		
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.																				
<table border="0"> <tr> <td>* Special categories of cited documents</td> <td>*I*</td> <td>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</td> </tr> <tr> <td>*A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</td> <td>*X*</td> <td>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</td> </tr> <tr> <td>*E* earlier document published on or after the international filing date</td> <td>*Y*</td> <td>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, each combination being obvious to a person skilled in the art</td> </tr> <tr> <td>*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)</td> <td>*Z*</td> <td>document member of the same patent family</td> </tr> <tr> <td>*O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>*P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</td> <td></td> <td></td> </tr> </table>			* Special categories of cited documents	*I*	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	*A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	*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	*E* earlier document published on or after the international filing date	*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, each combination being obvious to a person skilled in the art	*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)	*Z*	document member of the same patent family	*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		
* Special categories of cited documents	*I*	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																		
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	*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																		
E earlier document published on or after the international filing date	*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, each combination being obvious to a person skilled in the art																		
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)	*Z*	document member of the same patent family																		
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																				
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report																			
30 MARCH 2001	27 APR 2001																			
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20531 Facsimile No. (703) 305-3230	Authorized Officer:  MAULIN PATEL Telephone No. (703) 305-6939																			

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,CH,CY,DE,DK,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NO,NZ,PL,PT,RO,RU,SD,SE,S G,SI,SK,SL,TJ,TM,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VN,YU,ZA,ZW

(74)代理人 100074228

弁理士 今城 俊夫

(74)代理人 100084009

弁理士 小川 信夫

(74)代理人 100082821

弁理士 村社 厚夫

(74)代理人 100086771

弁理士 西島 孝喜

(74)代理人 100084663

弁理士 箱田 篤

(72)発明者 アリスン ジョン ダブリュ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94024 ロス アルトス ロングデン サークル 2051

(72)発明者 トマス ルウィス ジェイ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94306 パロ アルト アルジャー ドライヴ 567

(72)発明者 クリシュナン スリラム

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95132 サン ホセ アンカー ウェイ 1823

(72)発明者 ハリー グレゴリー エル

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94043 マウンテン ビュー モンティシト アベニュー 1285 - #23

Fターム(参考) 4C301 CC10 EE06 EE14 EE19 HH01 HH11 HH21 JC16 KK02 KK03

KK30 KK31 LL20

4C601 EE03 EE16 HH04 HH14 HH15 HH29 JC15 JC20 JC37 KK02

KK03 KK16 KK31 KK33 LL40

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2004514461A5	公开(公告)日	2005-01-20
申请号	JP2001557472	申请日	2001-02-02
[标]申请(专利权)人(译)	队列儿子公司		
申请(专利权)人(译)	Akyuson公司		
[标]发明人	アリスンジョンダブリュ トマスルウイスジェイ クリシュナンスリラム ハリーグレゴリーエル		
发明人	アリスン ジョン ダブリュ トマス ルウイス ジェイ クリシュナン スリラム ハリー グレゴリー エル		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/4281 A61B8/461 A61B8/469 A61B8/56 G01S7/52036 G01S7/5205 G01S7/52074 G01S7/52076 G01S7/52084		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/CC10 4C301/EE06 4C301/EE14 4C301/EE19 4C301/HH01 4C301/HH11 4C301/HH21 4C301 /JC16 4C301/KK02 4C301/KK03 4C301/KK30 4C301/KK31 4C301/LL20 4C601/EE03 4C601/EE16 4C601/HH04 4C601/HH14 4C601/HH15 4C601/HH29 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601 /KK02 4C601/KK03 4C601/KK16 4C601/KK31 4C601/KK33 4C601/LL40		
代理人(译)	中村稔 竹内英人 小川伸男 西岛隆义		
优先权	09/501443 2000-02-10 US		
其他公开文献	JP4847665B2 JP2004514461A		

摘要(译)

所描述的优选实施例提供了医学诊断超声成像系统 (100) 和用于确定所发射的超声波束的声输出参数的方法。在一个优选实施例中，超声系统 (100) 通过自动调整超声成像系统的运行参数来调整所选区域中的发射超声波束的指定声输出参数实现。在又一个优选实施例中，在超声图像中选择未包含所发射的超声波束的峰值声输出参数的区域，并且提供所确定的声输出参数的指示。