

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4847665号
(P4847665)

(45) 発行日 平成23年12月28日(2011.12.28)

(24) 登録日 平成23年10月21日(2011.10.21)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 8 (全 37 頁)

(21) 出願番号	特願2001-557472 (P2001-557472)	(73) 特許権者	593063105
(86) (22) 出願日	平成13年2月2日(2001.2.2)		シーメンス メディカル ソリューションズ ユーエスエー インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2004-514461 (P2004-514461A)		Siemens Medical Solutions USA, Inc.
(43) 公表日	平成16年5月20日(2004.5.20)		アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マルヴァーン ヴァレー ストリーム パークウェイ 51
(86) 国際出願番号	PCT/US2001/003534		51 Valley Stream Parkway, Malvern, PA 19355-1406, U. S. A.
(87) 国際公開番号	W02001/058357	(74) 代理人	100099483
(87) 国際公開日	平成13年8月16日(2001.8.16)		弁理士 久野 琢也
審査請求日	平成20年1月29日(2008.1.29)	(74) 代理人	100061815
(31) 優先権主張番号	09/501, 443		弁理士 矢野 敏雄
(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)		
前置審査			

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) 【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、および、プロセッ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ためのプロセッサの作動方法において、

前記プロセッサが下記ステップを実行する、

(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、を含み、

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り、

更に、(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、

を含むことを特徴とする方法。

【請求項 2】

10

20

(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、
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】

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、および、プロセッ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ためのプロセッサの作動方法において、
前記プロセッサが下記ステップを実行する、

(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、を含み、

前記選択された領域は、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り、

更に、(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、

を含むことを特徴とする方法。

【請求項 4】

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、および、プロセッ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ためのプロセッサの作動方法において、
前記プロセッサが下記ステップを実行する、

(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、を含み、

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り、

更に、(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、

(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と、

(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と、

を含むことを特徴とする方法。

【請求項 5】

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、および、プロセッ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ためのプロセッサの作動方法において、
前記プロセッサが下記ステップを実行する、

前記プロセッサが下記ステップを実行する、

10

20

30

40

50

(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、

前記選択され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り、

(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、

(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、

を含むことを特徴とする方法。

【請求項 6】

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、および、プロセッ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ためのプロセッサの作動方法において、

前記プロセッサが下記ステップを実行する、

(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、

前記選択され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り、

(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、を含み、

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方法。

【請求項 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、および、プロセッ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ためのプロセッサの作動方法において、

前記プロセッサが下記ステップを実行する、

(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全体より小さい前記超音波イメージ内の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、

前記領域は複数の点からなり、前記ステップ (c) 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り、

(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、

10

20

30

40

50

(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、を含み、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、ことを特徴とする方法。

【請求項8】

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作動することを特徴とする請求項1乃至7の何れか1項に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

(背景技術)

連邦薬品局(FDA)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。

【0002】

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。

【0003】

(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。

【0004】

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。

【0005】

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。

【0006】

(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100及びトランスデューサ105のブロック図である。超音波システム100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、またトランスデューサ105はどのような型（例えば、1D、1.5D、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105は、送信ビームフォーマー110及び受信ビームフォーマー115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。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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“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。

10

【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じ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。

20

30

【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。

40

【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

50

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に過ぎず、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 (CA_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CA_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。

10

【0014】

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405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 (CA_M I MEAN)、また図4及び5には最大値 (CA_M I MAX) 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405は輪郭線410によって満たされている。図5には、最大輪郭の値 (CA_M I MAX = 1.0) 及び輪郭間隔 (CA_M I Interval = 0.1) が指示されている。

20

【0015】

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。

30

【0016】

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。

40

【0017】

50

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

10

【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）。

【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/校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】

上述した音響減衰校正とは別に、またはそれに加えて使用することができる別の校正技術は、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

50

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と、非線形レスポンスの最初の始まりが、関心点（手で、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示す。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。

【 0 0 2 2 】

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を示すと共に供給される。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。

【 0 0 2 3 】

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でき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。

【 0 0 2 4 】

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。

【 0 0 2 5 】

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。

【 0 0 2 6 】

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。

【 0 0 2 7 】

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）

10

20

30

40

50

(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)

【0028】

このドキュメントは、最初にパワー測定 (“spmeas”) の、次いでパワー計算 (“spcalc”) 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。

10

(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。

【0029】

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

20

【0030】

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									
パラメータ	freq	ang	tx	loc	apo	fnu	cyc	vol		コメント
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) LOy[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_i1[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

30

40

【0031】

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)

50

$E_{pa_ac}[\mu J] = \text{測定されたパルスエネルギー} [\mu J]$
 $= 0.01 * PII [\mu J / cm^2] * x_{eebw}[mm] * y_{eebw}[mm]$
 $x_{eebw}[mm]$ 、 $y_{eebw}[mm]$ は、エネルギー等価ビーム幅である。
 $W_{pa_ac}[W] = E_{pa_ac}[\mu J] / \text{meas-} [\mu s]$
 meas- = 測定されたパルス長 (立上がり時間アルゴリズム)
 $E_{pa_el}[W] = W_{pa_el}[W] * \text{elec-} [\mu s]$
 $E_{pa_el}[W]$ = 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)
 $W_{min_ac}[W] = \text{測定されたパルス最大電力} Pr$
 $W_{min_ac} = (Pr * Pr / c) * x_{eebw} * y_{eebw}$ 10
 最大Prレアフラクション圧力 : 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。

【 0 0 3 2 】

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 20

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

$W_{min_el}[W]$: 電氣的最小ピーク電力 (負へ移行するピーク)

【 0 0 3 3 】

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。 30

【 0 0 3 4 】

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。

$a_{avg}/\max(\text{gridFreq}_i, \text{gridCycle}_j)$
 $= \text{measurements}_{a_{avg}/\max} * \text{weight} / \text{measurements}_{\text{weight}}$

ここに、 $\text{weight} = \exp(-ac_weight_exp_fact * \text{distance}^2)$

但し、 distance は以下の2つの選択の一方によって与えられる。

もし $spcalc$ オプション $ac_weight_exp_bandwidth$ が 0 でなければ、

$\text{distance}^2 =$ 40

$ac_weight_exp_fact_freq * [(\text{gridFreq}_i - \text{measFreq}) / \text{avg-measFreq}]^2$
 $+ ac_weight_exp_fact_cycl * [(1 / \text{gridCycle}_j) - (1 / \text{measCycle}_e_j)]^2$

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

$\text{distance}^2 =$

$ac_weight_exp_fact_freq * [(\text{gridFreq}_i - \text{measFreq}) / 1 \text{ MHz}]^2$

$+ ac_weight_exp_fact_cycl * [(\text{gridCycle}_j - \text{measCycle}_j) / 1 \text{ cycle}]^2$ 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。

【 0 0 3 5 】 50

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。

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）。

【0038】

3 + 4) 焦点における迎角ビーム幅(L0y)及び実効開口ファクタ(eファクタ)：

L0y(freq, angle)[mm] = meas(freq, angle, tx, loc 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(tx, locの)

e-factor(freq, angle)

[1] = meas(freq, angle, tx, loc 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(tx, loc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}

10

20

30

40

50

$$= [L0y[mm]^2 * (Lsy[mm]^2 - L0y[mm]^2) * u^2]^{1/2}$$

L0yについて解けば：

$$L0y[mm] = [(Ly(z1)[mm]^2 - Lsy[mm]^2) * u^2] / (1 - u^2)]^{1/2}$$

L0yのための相対平均合計重みは：

$$w = [L0y * (1 - u^2) / Ly(z)^2]^2$$

eファクタ = Lsy / a0yについて解けば：

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

eファクタのための相対平均合計重みは

$$w = [e\text{-factor} * a0y^2 * u^2 / Ly(z)^2]^2$$

10

【 0 0 3 9 】

注：

L0y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 > abs { (z - zfy) / zfy } * Lsy (z < 2*zfy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L0yがLsy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、

20

$$L0y[mm] = Lsy[mm] + (Ly(z1) [mm] - Lsy[mm]) * (zfy[mm] / z1[mm])$$

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。

$$L0y\text{内の誤差} = \{ d - L0y / d - Ly(z) \} * \text{const} * Ly(z) \\ = \text{const} * Ly(z)^2 / L0y * (1 - u^2)$$

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。

30

【 0 0 4 0 】

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u² = Ly(z1)² < (1 - u²) * L0y²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。

$$e\text{ファクタ内の誤差} = \{ d - e\text{-factor} / d - Ly(z) \} * \text{const} * Ly(z) \\ = \text{const} * \{ Ly(z)^2 / e\text{-factor} * a0y^2 * u^2 \}$$

40

eファクタのための相対重み：

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

【 0 0 4 1 】

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

50

。

【 0 0 4 2 】

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0.666667)

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。)

- - - - -

【 0 0 4 3 】

10

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 (freq ,

angle , apod){1} = b ファクタ及び e ファクタの meas (angle , freq ,

tx , loc , apod , f#について)の平均 (tx , loc , f-num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 z fxを使用せずに名目的な送信焦点であること以外は、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、及びロジスティッ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 ” (Lox) ではないことである。

【 0 0 4 4 】

20

L0x = b ファクタ * f 数

= 波長 = 周波数 / 速度

速度 = 1.5246 mm / μ s ; 水中の音速

f 数 = 焦点 / 開口

a0x = 開口

zfx = 焦点

従って、

b = L0x[mm] * LSx[mm] * freq{MHz} / speed{mm / μ s} * zfx[mm]

【 0 0 4 5 】

30

注：前記spcalcバージョンでは実効 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L0y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。

【 0 0 4 6 】

b の予測される測定誤差は：

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

40

また、Lx(z)内の誤差はLx(z)に比例するものとして

d-b / d-Lx = b * (Lx / L0²) * (1 / 1 - u²) 但し、u = 1 - (z1 / zfx)、

予測される誤差 = const * b * (Lx² / L0²) * (1 / 1 - u²)

相対重み：

w = { (L0² / Lx²) * (1 - u²) }²

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

【 0 0 4 7 】

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

50

計算する。

注：Lx(z) > u * LSx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）。

10

【 0 0 4 8 】

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、L0x = b-factor * 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。

【 0 0 4 9 】

20

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）：

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）

【 0 0 5 0 】

8) C ii : lappa / lspta / 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）

30

C_iiには、3つの選択：C_isppa、C_ispta、及びC_piiがある。1つ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 = lsppa_meas[W/cm²] / lsppa_calc[W/cm²]

及び

C_ispta = lspta_meas[W/cm²] / lspta_calc[W/cm²] RES の場合

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。

40

及び

C_pii = PII_meas[μJ/cm²] / PII_calc[μJ /cm²]

【 0 0 5 1 】

ここに、

lsppa_calc[W/cm²] = max over z { 100 * W ac pa[W] * 10^{-0.003 * freq[MHZ] * z[mm]} / A_ee_beam(z)[mm²]

PII_calc[μJ /cm²] = lsppa_calc[W/cm²] * el_ [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。

50

注 : $W_{ac_pa}[W] = a(freq)[1] * W_{el_pa}[W]$

$A_{ee_beam}[mm^2] = Lx(z)[mm] * Ly(z)[mm]$

【 0 0 5 2 】

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。 10

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)

NF : 走査中の発射数

FT : フレーム時

a : モデルの音響変換

$E_pa_el[W] =$ Sequoiaによって計算された電気パルスエネルギー = パルス電力 × 20

【 0 0 5 3 】

C_ispta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。

$C_ispta = (PII(z) * Lx_meas(z) * Ly_mod(z) / a * E_pa_el) * (10^{-0.003 * f_meas * z} / 10^{-0.003 * f_mod * z})$

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 :

$C_ispta = meas-term(z) / calc-term(z)$ の測定された z についての最大である。 30

2) z は、それがC_isppa及びC_piiのためのものであると同様に処理される。meas-termは測定範囲が“最大化”され、calc-termは z = 0 及び焦点が“最大化”されている。

$C_ispta = meas-term(z-meas)$ の測定された z の最大 / $calc-term(z-calc)$ の z = 0 及び焦点の最大

この第2の方法は、C_isppa及びC_pii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_{pp}^2 の関数として適合させ、以下を求める。

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

* $V_0 (freq, ang, tx, apod)[V]$ 40

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

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

*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 50

換言すれば、次のハル点は (x_i, y_i) であり (但し、 $x_i > x_0$ 及び $y_i > y_0$ である)、勾配 (x_i, y_i) は $x_j > x_0$ 及び $y_j > y_0$ を有する全ての点の最大である。

$x_i > x_0$ 及び $y_i > y_0$ 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。

【0058】

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。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 $w.r.t$ 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、全てのグリッド点の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 $x_i > \text{最後の } x \text{ グリッド}$ 、及び $y_i > \text{最後の } y \text{ グリッド}$ について、最大勾配 = $(y_i - \text{最後の } y \text{ グリッド}) / (x_i - \text{最後の } x \text{ グリッド})$ 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 $x > \text{最後の } x \text{ グリッド}$ 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。

【0059】

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

(それが既にグリッド内にない限り、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。

【0060】

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。Vpp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、Ispta及びMI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。

【0061】

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(Vpp)、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 の比がオブ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

10

20

30

40

50

力搬送波周波数によってCn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：spcalc.options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_ispta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。

10

【 0 0 6 3 】

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）

20

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

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：Pr² = (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

A_ee_beam = Lx(z) * Ly(z)

30

電圧グリッド値Vn (n = 1 N) のためのCn値の計算は、C_isppaに関する計算と同様である。

【 0 0 6 4 】

処理：

C_isppaについてと同様である。

【 0 0 6 5 】

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_isppaに適用されるオプションの3つがC_miにも適用される。

- 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_ispta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。

40

【 0 0 6 6 】

電氣的コンダクタンスの再スケーリング：

u s m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-）対出力搬送波周波数

50

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気的コンダクタンス値を発生させるために補間される。

spcalcは、測定が完了した後に、電気的コンダクタンスを変化させる能力を与える。それは、電気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。

同じ電気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。

【 0 0 6 7 】

ここに公式が存在する：

10

old_conductance[μ モー] 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 モー] 新しい値：分離した入力表からspcalc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。

$$W_{pa_el} = old_W_{pa_el} * new_conductance / old_conductance$$
$$W_{min_el} = old_W_{min_el} * new_conductance / old_conductance$$

【 0 0 6 8 】

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：

20

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] 電気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 モー]：
elec- [μ s]：

【 0 0 6 9 】

電力計算の出力（spcalc）：

30

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。

【 0 0 7 0 】

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mgl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。

40

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 L0y(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

50

C freq angle tx apod volt

【 0 0 7 1 】

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、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、spc_grid.dat(pms_meas_grid)、spc_vsub.dat(pms_meas_sub_values)、及び spc_vcfa.dat(pms_meas_c_factor)である。後方互換性に関して、2つのデータファイル、即ち、pms_meas_grid表を充填するためのspc_grid.dat及び絶対pms_meas_values表を充填するためのspc_val.datを生成することができる。pms_meas_grid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) pms_meas_sub_values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。pms_meas_c_factor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。pms_meas_values表は、全てのデータを単一の表内へ管理する。これは、spcalcオプション“make_spc_val.=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pms_meas_sub_values及びpms_meas_c_factorのためのデータが代わりに作られる。

【 0 0 7 2 】

4) 2つの表pms_meas_sub_values及びpms_meas_c_factor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;};andstruct PmsMeasCFactorIsm //PMS data C factor values{Float isppaCFactor;Float miCFactor;};(both from the AcqIsmDataStruct.h file)

【 0 0 7 3 】

“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 PmsMeasValuesIsm
```

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

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。

【 0 0 7 4 】

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。

```
struct PmsMeasGridIsm //PMS grid definition
```

```
{
Float outputCarrierFreqMhz;
Float usLineAngleDeg;
Float xmtFocusDepthMm;
Int baseApodId;
```

10

20

30

40

50

```
Float  cycleCount;
Float  xmtVppV;
};
```

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) spmeasは角度を測定することを試みる。

10

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）。

【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。

20

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。

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_{el}”及び“L_{0y}”及びeファクタf_{oc}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。

30

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_{oc}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_{oc}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）

40

（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lspta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

50

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。

【 0 0 7 9 】

STC :

1) Isppa_t

2) MI

LTC :

4) Ispta_t

5) TIS, TIB, TIC

6) dT_skin, dT_air

IEC1157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。

【 0 0 8 0 】

1) Isppa_t[W/cm²]

Isppa_t[W/cm²] = 100 * max over z [c_sppa[1] * (W.3_pa_acoust[W] / A_ee_beam[mm²])]

A_ee_beam(z, freq, ang, zfx, a0x, apod)[mm²] = 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])}]^{1/2}

LSx = a0x * azimBwidthAtSurface-fraction

LOx[mm] = (cH20[mm/μs]/freq[MHz]) * (zfx[mm]/a0x[mm]) (= b f 数)

Ly(z, freq, ang)[mm]

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

LSy = a0y * elevBwidthAtSurface-fraction

c_sppa[1] * V² = V²内に区分的線形としてモデル化され、イメージングスペック

からの幾つかの値対 (Vn, Cn) (n = 1 N)によって記述される。

これは、Cが

C(V) * V² = * Cn * Vn² + (1 -) * Cn+1 * Vn+1²

のように補間されることを意味する。

ここに、Vn < V Vn+1

= (Vn+1² - V²) / (Vn+1² - Vn²)

または

C(V) = * Cn + (1 -) * Cn+1

= (V^{~2} - Vn²) / (Vn+1² - Vn²)

ここに、V[~] = Vn+1 * Vn / 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)[μE-] * Asq_unsc_sum(apod,f#)[1] * V_pulse_rms² [V²]

【 0 0 8 1 】

10

20

30

40

azimBwidthAtSurface-fraction(e-factor)	測定/ISからのモデルパラメータ	
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	
aOx[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	
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ピー ム幅	10
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)[μモー]	ISからの電気コンダクタンス (xdc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	20

幾つかの送信成分の組合わせ: 最大を採る

【 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]

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

WO_min_elec[W]

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

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/μs 音速: 一定 (水中)

幾つかの送信成分の組合わせ: 最大を採る

【 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]

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

$= 10^{-3} * g(\text{freq})[\mu\text{m}^{-1}] * \text{Asq_scan_sum}[1] * V_total_rms^2 [V^2]$ 表面における A_ispta ($z=0$) :

$A_ispta(z=0) = (Lx(z=0)[\text{mm}] + \text{Res-box-size}(z=0)[\text{mm}]) * Ly(z=0)[\text{mm}]$

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

【 0 0 8 4 】

$z > 0$ の場合の A_ispta :

$A_ispta(z > 0) = Ispta_{\text{等価面積}} = \text{num_lines} * Lx * Ly / \text{BOF}$

$1/A_ispta = \text{BOF} / \text{num_lines} * Lx * Ly$

BOF :

もし $Lx < \text{Res-box-size}$ ならば、

$\text{BOF} = [1 + \{ Lx * (\text{num_lines} - 1) / \text{Res-box-size} \}]$

もし $Lx \geq \text{Res-box-size}$ ならば、

$\text{BOF} = \text{num_lines}$

$1/A_ispta$:

もし $Lx < \text{Res-box-size}$ ならば、

$1/A_ispta = [1 + \{ Lx * (\text{num_lines} - 1) / \text{Res-box-size} \}] /$

$\text{num_lines} * Lx * Ly$

もし $Lx \geq \text{Res-box-size}$ ならば、

$1/A_ispta = 1 / Lx * Ly$

$Lx(z)[\text{mm}], Ly(z)[\text{mm}]$

中心線の場合、 $Isppa$ 参照

$c_sppa[1]$

中心線の場合、 $Isppa$ 参照

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

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

$\text{Res-box-size}(z)[\text{mm}]$

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: $r = (\text{終了線} - \text{開始線} + 1) * \text{線間隔}[\text{mm}]$

ベクトル、湾曲した線、セクター: アーク

$r = (\text{終了線} - \text{開始線} + 1) * \text{線間隔} * \text{半径}$

num_lines

走査線の数

【 0 0 8 5 】

$z > 0$ の場合の A_ispta の導出

$Ispta = c * (\text{PII}.3_0 * \text{FSC} * \text{BOF} / \text{FT})$

$W.3 = \text{sum}(\text{PII}.3) * Lx * Ly / \text{FT}$

$\text{sum}(\text{PII}) = \text{PII}_0 * \text{FSC} * \text{num_lines}$

$Ispta = c * (\text{PII}.3_0 * \text{FSC} * \text{num_lines} * Lx * Ly / \text{FT} * A_ispta)$

$= c * (\text{PII}.3_0 * \text{FSC} * \text{BOF} / \text{FT})$

ここに、

$\text{sum}(\text{PII}) =$ 走査の全ての線の合計

$\text{FT} =$ フレーム時

$\text{PII}.3_0 =$ 中心線 (または、 $Ispta$ が採られる線) の $\text{PII}.3$

$\text{FSC} =$ フローサンプルカウント (リバーブ、再発射、"動作促進処置" を含む各走査線の発射の合計数)

$\text{BOF} =$ ビーム重畳ファクタ

10

20

30

40

50

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合わせ：

Ispta_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Isptaはモード全体の和である。

【 0 0 8 7 】

以下に、今では時代遅れのモデルを説明する：

3) Ispta_t (Sequoiaレリーズ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] * W0_rms_elec[mW] * 10-0.003 * freq[MHz] * z[mm]
# W0_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
```

【 0 0 8 8 】

5) TI[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)

大開口 : A_aper > 1 cm²

小開口 : A_aper ≤ 1 cm²

【 0 0 8 9 】

組合わせTI :

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 :

$TIX = \text{MAX} [\text{SUM}(TIX_N_surface), \text{SUM}(TIX_N_depth)]$

詳述すれば :

$TIS = \text{MAX} [\text{SUM}(TIS_N_scanned) + \text{SUM}(TIS_N_unscanned_small_aper), \text{SUM}(TIS_N_unscanned_large_aper)]$

TISF SUM(TIS_N_unscanned_large_aper) (定義: 特別な追加)

$TIB = \text{MAX} [\text{SUM}(TIB_N_scanned), \text{SUM}(TIB_N_unscanned)]$

$TIC = \text{SUM}(TIC_N)$

または、換言すれば :

$TIS = \text{MAX} [\text{SUM}(TI_A) + \text{SUM}(TI_C), \text{SUM}(TI_B)]$

$TIB = \text{MAX} [\text{SUM}(TI_A), \text{SUM}(TI_D)]$

$TIC = \text{SUM}(TI_E)$

TISF SUM(TI_B)

【 0 0 9 0 】

公式 (表面) :

式 A : $TI_A = W01 [mW] * \text{freq} [MHz] / 210 * mW * MHz$
 (TISまたはTIB; 走査された; 表面)

式 C : $TI_C = W0 [mW] * \text{freq} [MHz] / 210 * mW * MHz$
 (TIS; 走査されていない; 表面; 小開口)

式 E : $TI_E = W0 [mW] * (10mm) / 40 * Deq [mm] * mW$

注: 10mm (オリジナル 1cm)
 (TIC; 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 : $TI_B = (\text{freq} [MHz] / 210 * mW * MHz) * \max z > z_bp [\min(W.3(z) [mW], I\text{spta}_t(z) [mW/cm^2] * 1cm^2)]$
 (TIS; 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, l)の $z > z_bp$ 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 : $W.3(z_bp) < I\text{ta}.3(z_bp)$ 従って最大 - 最小 = $W.3(z_bp)$

ケース 2 : $W.3(z_bp) > I\text{ta}.3(z_bp)$ 及び $z > z_bp$ 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_xo をそれらの最小であるものとするれば、

最大 - 最小 = $\max [W(z_xo), I\text{ta}.3(z_bp < z < z_xo)]$

ケース 3 : $W.3(z_bp) > I\text{ta}.3(z_bp)$ 及び $z > z_bp$ に関してクロスオーバーは存在しない。従って、

最大 - 最小 = $I\text{ta}.3(z)$ の $z > z_bp$ の最大

【 0 0 9 3 】

要約 :

10

20

30

40

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

10

式 D : $T I_D =$ 次の内の最小値

$$50mW^{-1} * [W.3(z_{B.3})[mW] * I_{spta.3}(z_{B.3}) [mW/cm^2] * cm^2,$$

$$4.4mW^{-1} * W.3(z_{B.3})[mW]]^{1/2}$$

(TIB ; 走査されていない ; 深さ)

ここに、

$$W0[mW] = W0_rms_acoust[mW] = a(freq)[1] * W_rms_elec[mW]$$

(上記参照) : 平均音響パワー

$$W01[mW] = W01_rms_acoust[mW] = a(freq)[1] * W01_rms_elec[mW]$$

活動開口の中心の 1 c m を通る平均音響パワー

$$W01_rms_elec[mW] = 1000^{-1} * g(freq)[\mu \text{モ-}] * A01[1] * V_total_rms^2[V^2]$$

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

$I_{spta_t}[mW/cm^2]$ (上記参照)

$A01[1]$: 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 c m 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

$$Deq[mm] = [(4 / PI) * A_aper[mm]]^{1/2}$$

$$z_bp[mm] = 1.5 * Deq[mm]$$

$A_aper[mm^2]$: 活動開口面積

$$A_aper[mm^2] = a0y[mm] * a0x_scanned_12db[mm]$$

$a0x_scanned_12db[mm]$: 走査された活動開口のサイズ、
即ち、 $V_rms - 12dB \max(V_rms)$ を有する全ての要素からなる開口

ACQ によって計算

もし $A_aper > 1 \text{ cm}^2 = 100\text{mm}^2$ ならば、大開口

もし $A_aper < 1 \text{ cm}^2 = 100\text{mm}^2$ ならば、小開口

$z_{B.3}$ 深さ : $W.3(z) * I_{spta_t}(z)$ を最大にするか、または同様に、0.6 でデレートされた I_{spta} 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 V^2 依存性を使用し、 I_{spta} または平方根 (I_{spta}) から計算された全ての T I 項については I_{spta} C ファクタまたはその平方根を使用する。

$N = N$ 番目の成分とし、

X バー = S, B, または C とすれば、

各 X = S, B, C 毎に、

$$TIX = \max (TIX_surface, TIX_depth)$$

注 : 電圧でスケールリング : 全ての W は V^2 に比例し、一方 I_{spta} は $I_{sppa-C-factor}$ 挙動を使用する。

20

30

40

50

【 0 0 9 5 】

6) T : xdcr表面における温度上昇

dT skin/air[C]

= 1000⁻¹ k_skin/air[C/W] * AperFct(SFSA)[1] * WO_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 * SFSA + AperFct_intercept)

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

SFSA : 静止断片表面積

活動走査された開口のサイズの測度

SFSA = 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。

SFSA = 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。

WO_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WO_rms計算において斟酌される。

10

20

【 0 0 9 6 】

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。
- 組織のデレーションは行わない。

Pr.0=max over z * MI[1]=[c_mi[1] * (W.0_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)

W.0_min_acoust[W]=aMax(freq,cyc)[1] * WO_min_elec[W]

WO_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) 電気的コンダクタンス[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合わせ : 最大を探る

30

40

【 0 0 9 7 】

Ispta.0 :

アンデレーテッド空間ピーク時間平均強度

50

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

WO :

合計 (アンデレーテッド) 平均音響パワー

$$W.O_rms_acoust[mW]=aAvg(freq)[1] * WO_rms_elec[mW]$$

WO_rms_elec[mW]

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

g[freq] ISからの電氣的コンダクタンス (xdcr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

10

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 】

lob :

$$lob = WO / \max_az_aper * \max_el_aper * \max(sf\text{sa})$$

WO : 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)

max_az_aper : 最大方位開口

20

max_el_aper : 最大迎角開口

sf\text{sa} : 静止断片的表面積 (モード及び順次焦点について合計)

max(sf\text{sa}) : 全モード及び順次焦点の最大

【 0 0 9 9 】

ヘッドルーム :

xdcr変化性を斟酌するために、音響及び熱的パラメータ (MI、Isppa、Ispta、TI、T) をある dB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。

30

オンラインコードは、最後の値を繰り返す (一定補外)、次いで得られた dB 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 (dB で) 補間するか、または補外する。

acoustDB : 現出力搬送波周波数に補間された音響ヘッドルーム (dB)

thermDB : 現出力搬送波周波数に補間された熱的ヘッドルーム (dB)

そこで

$$aAvg_HR = aAvg * 10^{acoustDB/10}$$

$$aMax_HR = aMax * 10^{acoustDB/10}$$

$$k_skin_HR = k_skin * 10^{thermDB/10}$$

40

$$k_air_HR = k_air * 10^{thermDB/10}$$

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 】

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	10
aAvg(freq, gNumber)[1]	測定/ISから	
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	30
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)	
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	40

【 0 1 0 2 】

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	20

【 0 1 0 3 】

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

$V_{pp} = V_{pp_ref} * absolute\ scale$

ここに、

Vpp_refはCanのモデルによって計算される。

(Vmax またはVppは：

$\langle V^2 \rangle_{min}(pulse\ shape)$ (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。

$absolute_scale = V_{pp} / V_{pp_ref}$

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	40
----------------	--	----

従って：

$V_{total_rms}^2 = V_{pulse_rms}^2 * FSC * num_lines / frame\ time$

ここに、

V_pulse_rmsは上記参照

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 】

アポジゼーション合計の概要：

Aij = 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

50

Xij = j 番目の走査線についての i 番目の要素の位置

Ni = 要素の数

Nj = 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 Vrms(iを有する要素の何れかの対を表す

Asq_unsc_sum = Σ_{i=0}^{Ni} A_ij0² 10

j0 = 走査面積の中心線のインデックス

Asq_scan_sum = Σ_{j=0}^{Nj} Σ_{i=0}^{Ni} A_ij²

A01 = 1 / Nj Σ_{j=0}^{Nj} Σ_{i=0}^{Ni} trunc_1cm (A_ij²)

ここに、trunc_1cm (A_ij²) 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_ij²

注：合計ではなく、線の数の平均を選択した。これは、Vrms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。

Vrms_total = Vrms_pulse * -ppulse-length * FSC * num_lines / frame-time 20

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Nj(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。

【 0 1 0 5 】

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] 30

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]

【 0 1 0 6 】

実際の管理：

1) 短時間定数 (MI、Isppa 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。 40

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

従って、Isppa_t(V)は5つのパラメータによって決定される。

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

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

従って、限界におけるIsppa_tを与えるVを計算する。

2) 長時間定数 (TI、DT、Ispta t)

a) Ispta :

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。 50

2) 合計Ispta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。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。
 - 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
 - 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ク長
- 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

【 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

10

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 1 c m で打ち切り

Float aperScanned12dbMm ;
 // 最大 - 12 d b 以内の走査されたapert.w.Vrms

【 0 1 1 0 】

近似モード：

20

- 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。

【 図面の簡単な説明 】

30

【 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 】 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。

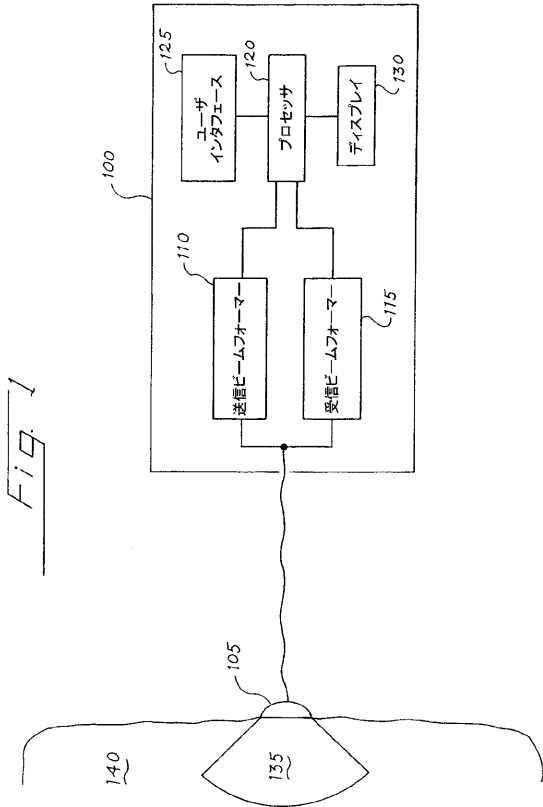
【 図 3 】 図 2 の好適な方法を例示する超音波イメージの例示であり、ユーザが選択した領域は単一の点である。

【 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。

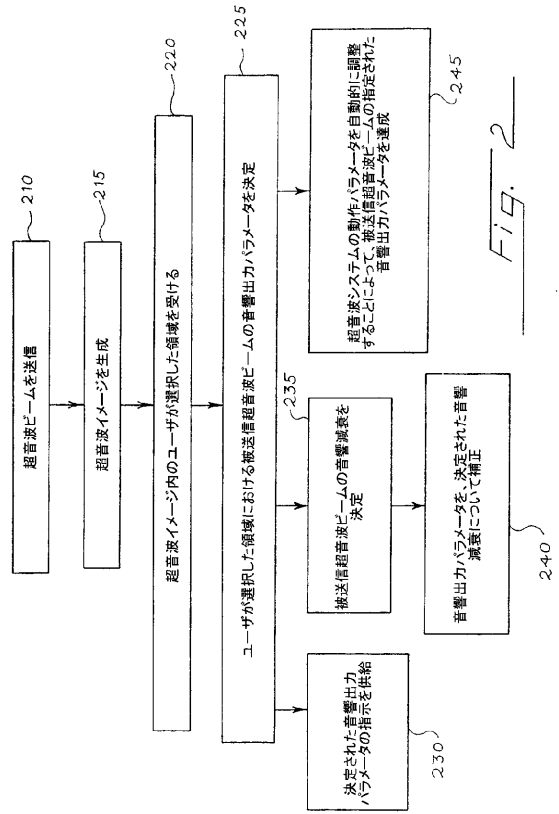
【 図 5 】 図 2 の好適な方法を例示する超音波イメージの例示であり、等圧線表現を使用して、ユーザが選択した領域の決定された音響出力パラメータを示す。

40

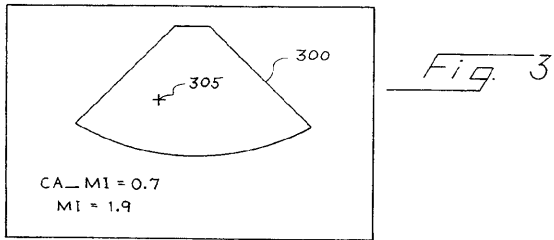
【図 1】



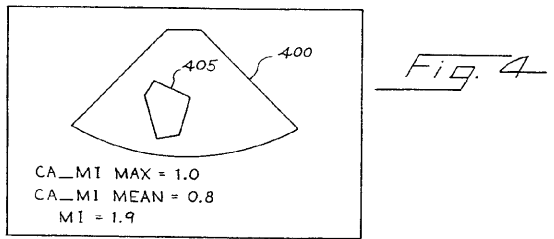
【図 2】



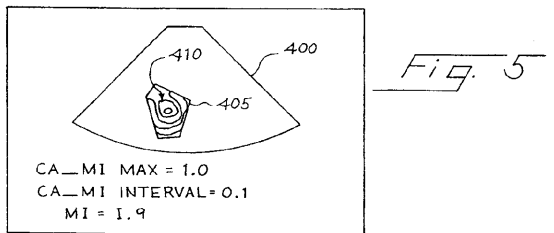
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

- (74)代理人 100112793
弁理士 高橋 佳大
- (74)代理人 100128679
弁理士 星 公弘
- (74)代理人 100135633
弁理士 二宮 浩康
- (74)代理人 100156812
弁理士 篠 良一
- (74)代理人 100114890
弁理士 アインゼル・フェリックス＝ラインハルト
- (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 9 4 0 2 4 ロス アルトス ロングデン サークル 2 0
5 1
- (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 9 4 3 0 6 パロ アルト アルジャー ドライヴ 5 6 7
- (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 9 5 1 3 2 サン ホセ アンカー ウェイ 1 8 2 3
- (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 9 4 0 4 3 マウンテン ビュー モンティシト アベニュー
- 1 2 8 5 - # 2 3

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開平08 - 280674 (JP, A)
特開平11 - 318901 (JP, A)
特開平08 - 196537 (JP, A)
特開平11 - 099152 (JP, A)
特開平11 - 155858 (JP, A)
特開2000 - 198521 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	用于医学诊断的超声成像系统和用于确定待发射的超声波束的声输出参数的方法		
公开(公告)号	JP4847665B2	公开(公告)日	2011-12-28
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		
当前申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
[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		
代理人(译)	矢野俊夫 星 公弘 二宮和也HiroshiYasushi 四野良一		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	09/501443 2000-02-10 US		
其他公开文献	JP2004514461A JP2004514461A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

所描述的优选实施例提供了一种医学诊断超声波成像系统 (100) 以及一种用于确定所发射的超声波束的声学输出参数的方法。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操作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要实现。在又一个优选实施例中, 在超声图像中选择其中不包含发射的超声波束的峰值声学输出参数的区域, 并且提供所确定的声学输出参数的指示。

	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)	$A_{\text{aper}}[\text{mm}^2] > 100 \text{ mm}^2$: 式 B (深さ) $A_{\text{aper}}[\text{mm}^2] \leq 100 \text{ mm}^2$: 式 C (表面)
TIB	式 A (表面)	式 D (深さ)
TIC	式 E (表面)	式 E (表面)