

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコ-ト* (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 0 2 7
5/044		G 0 6 T 1/00	290 D 4 C 3 0 1
G 0 6 T 1/00	290	3/00	300 5 B 0 5 7
3/00	300	A 6 1 B 5/04	314 G
審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 6 数)			

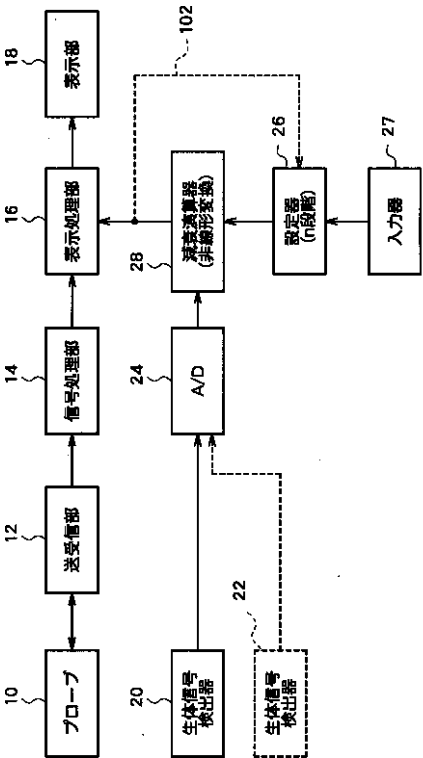
(21)出願番号	特願2002 - 131261(P2002 - 131261)	(71)出願人	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号
(22)出願日	平成14年5月7日(2002.5.7)	(72)発明者	重森 一郎 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株 式会社内
		(74)代理人	100075258 弁理士 吉田 研二 (外 2 名)
		最終頁に続く	

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 超音波画像と一緒に生体信号の波形が表示される場合において、生体信号の波形を線形に抑圧変換すると、小振幅部分が不明瞭となるという問題があった。

【解決手段】 生体信号に対して非線形変換を実行する。すなわち、減衰演算器 2 8 は生体信号の波形に対して減衰変換を行う場合に、大振幅波形に比べて小振幅波形の方がより減衰量が小さくなるようにその減衰変換を実行する。その減衰変換において参照される減衰係数はフィードバック方式によって適応的に設定してもよいし、ユーザーが指定するようにしてもよい。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波の送受波により得られた受信信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、生体信号を表す波形を出力する生体信号処理部と、前記超音波画像と前記波形とを合成した表示画像を形成して表示する表示処理手段と、

を含み、

前記生体信号処理部は、

生体信号を検出するセンサと、

前記センサから出力された生体信号に対して非線形変換を行って前記波形を生成する機能を有する変換器と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載の装置において、前記非線形変換は、大振幅波形の減衰量を小振幅波形の減衰量よりも相対的に大きくする小振幅波形保存条件に従った減衰変換であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 請求項 2 記載の装置において、前記生体信号処理部は、更に前記減衰変換の全体にわたる減衰度合いを規定する減衰係数を設定する減衰係数設定器を含み、前記変換器は、前記減衰係数及び前記生体信号の振幅に応じて前記減衰変換を実行することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】 請求項 3 記載の装置において、前記減衰係数設定器は、前記変換器から出力された波形の大きさに応じて前記減衰係数を適応的に設定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】 請求項 3 記載の装置において、前記減衰係数設定器は、ユーザー入力に基づいて前記減衰係数を設定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】 超音波の送受波により得られた受信信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、減衰度合いを規定する減衰係数を設定する減衰係数設定器と、

生体信号を入力し、前記減衰係数に従って前記生体信号を減衰変換して生体信号を表す波形を出力する減衰変換器と、

前記超音波画像と前記波形とを合成した表示画像を形成して表示する表示処理手段と、

を含み、

前記減衰変換器は、

前記減衰係数が小さい場合に、入出力変換特性を線形としあるいは線形に近づけ、

前記減衰係数が大きくなるに従って、低振幅波形の減衰量を高振幅波形の減衰量に比べてより小さくする、ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】 本発明は超音波診断装置に関

し、特に生体信号波形が表示される超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 超音波診断装置は、一般に、生体信号の波形を超音波画像と共に表示する機能を有する。生体信号としては、例えば、心電信信号（ECG 信号）、心音信号（PCG 信号）、脈波信号（PULSE 信号）などが知られている。

【0003】 一定の表示画面内において、超音波画像（例えば、B モード画像、M モード画像など）と一緒に生体信号の波形を表示する場合、その波形の振幅が大きいと、超音波画像の観察上支障が生じる。このため一般に、生体信号に対しては減衰変換が施され、その減衰度合いについては、ユーザーが可変設定可能である。減衰度合いを自動的に設定することも可能である。従来において、その減衰変換の入出力特性は線形である。

【0004】 上記により、超音波画像との関係において、生体信号の波形の振幅を最適化することができる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、生体信号の波形の振幅を抑圧し過ぎると、大振幅の波形部分（例えば、心電信信号では R 波、心音信号では I 波）については特定できるが、小振幅の波形部分（例えば、心電信信号では T 波、心音信号では I I 音）については特定困難になってしまう。更に抑圧が大きい場合には、小振幅の波形部分が量子化レベル以下になり、まったく表示されなくなる。

【0006】 生体信号については、一般に、振幅値自体を評価することはなく、各波形が生じた時相タイミングが評価される。つまり、波形に基づいて特定時相の超音波画像を特定することが重要である。もし、小振幅の波形部分が明瞭に表示されないと、超音波画像の時相を特定する上で大きな問題が生じる。

【0007】 本発明の目的は、生体信号の波形表示において、生体信号の変換に当たって、小振幅の波形部分を明瞭に表示できるようにすることにある。

【0008】 本発明の他の目的は、原波形の形態をある程度残しつつも、小振幅の波形部分を強調できるようにすることにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】 上記目的を達成するために、本発明は、超音波の送受波により得られた受信信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、生体信号を表す波形を出力する生体信号処理部と、前記超音波画像と前記波形とを合成した表示画像を形成して表示する表示処理手段と、を含み、前記生体信号処理部は、生体信号を検出するセンサと、前記センサから出力された生体信号に対して非線形変換を行って前記波形を生成する機能を有する変換器と、を含むことを特徴とする。

【0010】 上記構成によれば、変換器において、入力

される生体信号が非線形変換され、それにより波形が出力される。非線形変換であるので、線形変換においては相対的に強調できなかった波形部分を強調することができる。

【0011】望ましくは、前記非線形変換は、大振幅波形の減衰量を小振幅波形の減衰量よりも相対的に大きくする小振幅波形保存条件に従った減衰変換である。この構成によれば、生体信号の波形において、小振幅の波形も明瞭に画像表示することが可能となる。また、原波形をある程度保存できるので、波形観察上の違和感も軽減

【0012】望ましくは、前記生体信号処理部は、更に前記減衰変換の全体にわたる減衰度合いを規定する減衰係数を設定する減衰係数設定器を含み、前記変換器は、前記減衰係数及び前記生体信号の振幅に応じて前記減衰変換を実行する。望ましくは、前記減衰係数設定器は、前記変換器から出力された波形の大きさに応じて前記減衰係数を適応的に設定する。望ましくは、前記減衰設定器は、ユーザー入力に基づいて前記減衰係数を設定する。

【0013】また、上記目的を達成するために、本発明は、超音波の送受波により得られた受信信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、減衰度合いを規定する減衰係数を設定する減衰係数設定器と、生体信号を入力し、前記減衰係数に従って前記生体信号を減衰変換して生体信号を表す波形を出力する減衰変換器と、前記超音波画像と前記波形とを合成した表示画像を形成して表示する表示処理手段と、を含み、前記減衰変換器は、前記減衰係数が小さい場合に、入出力変換特性を線形としあるいは線形に近づけ、前記減衰係数が大きくな

【0014】上記構成によれば、減衰係数の大小に応じて、それに相応しい減衰変換を行える。

【0015】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。

【0016】図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。

【0017】プローブ10は、超音波の送受波を行う超音波探触子である。プローブ10には複数の振動素子からなるアレイ振動子が設けられている。このアレイ振動子にて超音波ビームが形成され、その超音波ビームは電子走査される。

【0018】プローブ10には送受信部12が接続されている。この送受信部12は、送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーとして機能する。すなわち、送受信部12から複数の振動素子に対して複数の送信信号が供給され、一方、複数の振動素子から出力される複数

の受信信号は送受信部12において整相加算される。これにより整相加算後の受信信号が送受信部12から出力される。信号処理部14は、超音波画像を形成するために必要な受信信号の処理を実行するユニットである。この信号処理部14は、例えばBモード形成用の信号処理回路、ドプラ波形形成用の信号処理回路、カラードプラ演算用の信号処理回路などを有する。

【0019】表示処理部16は、信号処理部14から出力された信号に対して座標変換や補間処理などを実行する。この表示処理部16は例えばデジタルスキャンコンバータ(DSC)などによって構成されてもよい。表示処理部16は図示されていないフレームメモリを有し、そのフレームメモリ上に超音波画像が形成され、その画像情報が読み出される。本実施形態において、表示処理部16は生体信号の波形情報を超音波画像と一緒に合成し、これにより表示画像を構成する機能を有する。その画像データが表示部18へ出力され、表示部18の表示画面上には超音波画像と共に生体信号の波形が表示される。

【0020】なお、図1に示す構成において、生体信号検出器を図示されたものの他にさらに追加することもでき、例えば心電信信号と同時に心音信号を検出することもできる。その場合の構成が破線により示されており、符号22は別途設けられた生体信号検出器を表している。その生体信号検出器22からの出力信号は同一のA/D変換器24に入力されて時分割処理によってデジタル信号への変換を行うようにしてもよいし、別系統のデジタル信号変換器及び減衰演算器を設けるようにしてもよい。

【0021】図2には、表示部18における表示画面40が示されており、ここにおいて符号42は例えば電子セクタ走査によって形成されたBモード画像を示している。符号44は生体信号としての心電信信号を波形として表したものが示されている。既に説明したように、超音波画像を観察する上で、生体信号の波形の振幅すなわちレンジは一定限度に抑える必要があり、このために本実施形態においては振幅変換、具体的には減衰変換が実行されている。以下にこれについて説明する。

【0022】生体信号処理部は本実施形態において生体信号検出器20、A/D変換器24、減衰演算器28、設定器26、入力器27などによって構成される。ここで、生体信号検出器20は生体信号として例えば心電信信号を検出するセンサやその検出された生体信号を増幅するアンプなどを有している。生体信号検出器20から出力される生体信号はA/D変換器24に入力され、そこで例えば8ビットのデジタル信号に変換される。そのデジタル信号に変換された生体信号は減衰演算器28に入力され、その減衰演算器28において後述する入出力特性に従った減衰変換が実行され、これによって抑圧された生体信号の波形が生成される。その波形が上述した表

示処理部 16 へ出力され、超音波画像と合成されることになる。

【0023】設定器 26 は、本実施形態において n 段階の減衰係数を設定するものであり、n 段階としては本実施形態において 6 段階が設定されているが、もちろんそれには限定されない。

【0024】設定器 26 は減衰係数をいわゆるフィードバック方式で適応的に設定するものであってもよいし、入力器 27 によってユーザーによって指定された減衰係数を設定するものであってもよい。

【0025】例えば上記のフィードバック方式が適用される場合には、減衰演算器 28 の出力信号 102 が参照され、設定器 26 はその出力信号 102 に基づいていずれかの減衰係数を設定する。すなわちオートゲインコントロール機能が発揮される。

【0026】ここで、減衰演算器 28 における入出力変換特性について説明する。本実施形態においては、小振幅波形ができる限り保存されるように減衰変換にあたっては、非線形変換が採用されている。具体的な条件を説明すると、減衰係数が小さい場合には、入出力特性が線形あるいは線形に近いように設定される。これによれば、波形の歪み量が小さくなる。そして、減衰係数が大きくなるに従って小振幅波形については高振幅波形に比べてより減衰量が小さくなるように、すなわち小振幅波形がより保存維持されるように入出力特性が設定される。また、減衰係数の大小にかかわらず、大振幅波形については設定された減衰係数に忠実な減衰変換が行われるように入出力特性が設定される。

【0027】さらに数式を用いて具体例を説明すると、入力される生体信号の振幅を A とし ($A = -1.0 \sim 1.0$)、減衰変換後の出力値を Z とし ($Z = -1.0 \sim 1.0$)、減衰係数を G とした場合 ($G = 0 \sim 1.0$)、以下の数式に従って出力値が求められる。

【0028】

【数 1】

$$Z = \begin{cases} G \times \{A + (1-G)^2 \times ((1+A)^4 - (1+A)^2)\} & A < 0 \\ G \times \{A + (1-G)^2 \times ((1-A)^2 - (1-A)^4)\} & A \geq 0 \end{cases}$$

以上のような非線形変換を実行することにより、生体信号の波形を抑圧した場合においても小振幅波形が埋没してしまうような問題を回避することが可能となり、しかも原波形をある程度保存できるという利点がある。

【0029】ここで、減衰演算器 28 は上記の数式を実行するデジタル演算回路によって構成することもできるし、ROM などのテーブルによって構成することもできる。図 3 及び図 4 には、減衰演算器 28 における入出力特性が減衰係数との関係において示されている。まず図 3 (A) に示すように、減衰係数が 1.0 の場合には、

入出力特性は線形となる。この場合、線形特性からの実際の変換特性の差を表す補正量は振幅によらずに 0 になる。

【0030】次に、図 3 (B) に示すように、減衰係数が 0.75 の場合には、図示されるように線形特性からややずれた非線形特性となり、それは補正量を観察することにより明らかとなる。

【0031】さらに、図 4 (C) に示されるように、減衰係数が 0.5 になると、線形特性からずれた入出力特性となり、その差は補正量によって明らかとなる。

【0032】続いて、図 4 (B) に示されるように、減衰係数が 0.2 になると、かなり非線形性が大きくなり、大振幅の波形に対する抑圧に比べて小振幅の波形に對数抑圧が相対的にかなり小さくなる。

【0033】図 5 及び図 6 には、各減衰係数が設定された場合における心電信号に対する入出力特性が示されている。ここで、もっとも細いラインは入力信号を表しており、中位のラインは従来の線形変換による場合を示しており、最も太いラインは本実施形態に係る出力結果を表している。図 5 及び図 6 に示されるように、減衰係数が小さくなるに従って、大振幅に比較して小振幅の方が波形保存性が良好とされており、R 波以外の例えば T 波についても明瞭に特定することが可能となる。したがって、このような波形保存性を利用して超音波画像の時相を的確に特定することができ、疾病診断上有益な効果を享受できる。

【0034】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、生体信号の変換にあたって小振幅の波形部分を明瞭に表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【図 2】 表示部に表示される表示例を説明するための図である。

【図 3】 各減衰係数との関係における入出力特性と補正を示す図である。

【図 4】 各減衰係数との関係における入出力特性と補正を示す図である。

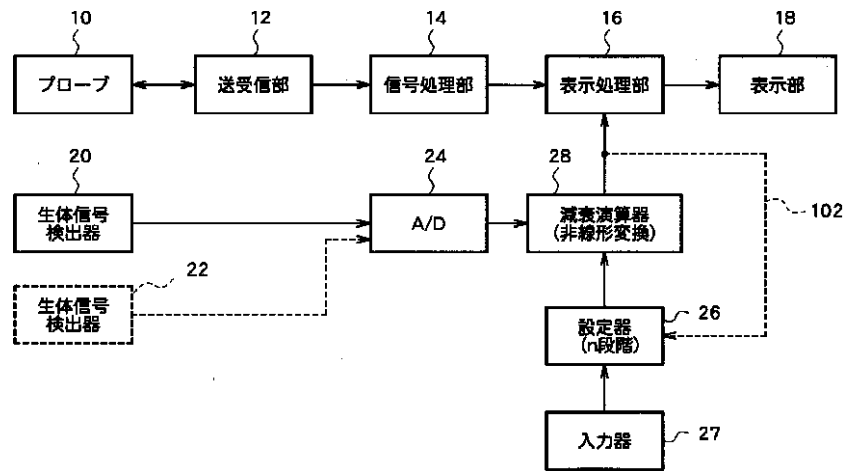
【図 5】 各減衰係数が設定された場合における心電信号の入出力特性を示す図である。

【図 6】 各減衰係数が設定された場合における心電信号の入出力特性を示す図である。

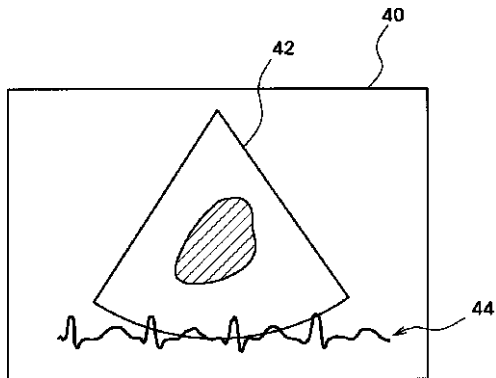
【符号の説明】

10 プローブ、12 送受信部、14 信号処理部、16 表示処理部、18 表示部、20 生体信号検出器、24 A/D 変換器、26 設定器、28 減衰演算器。

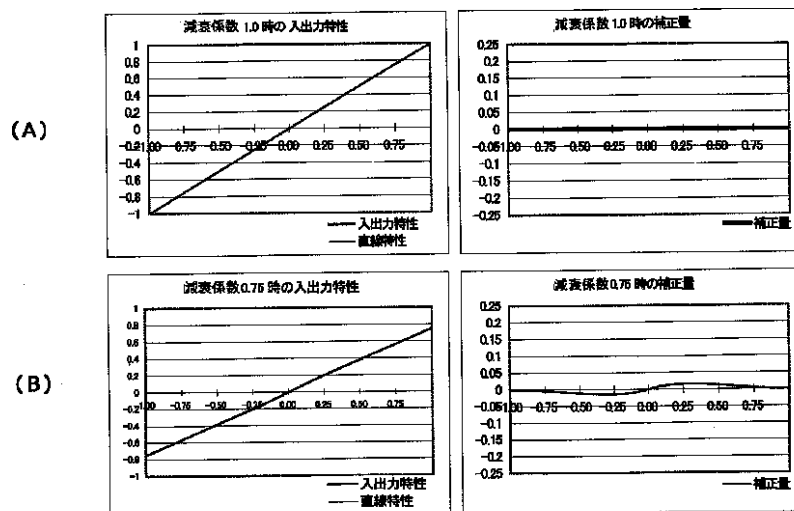
【図1】



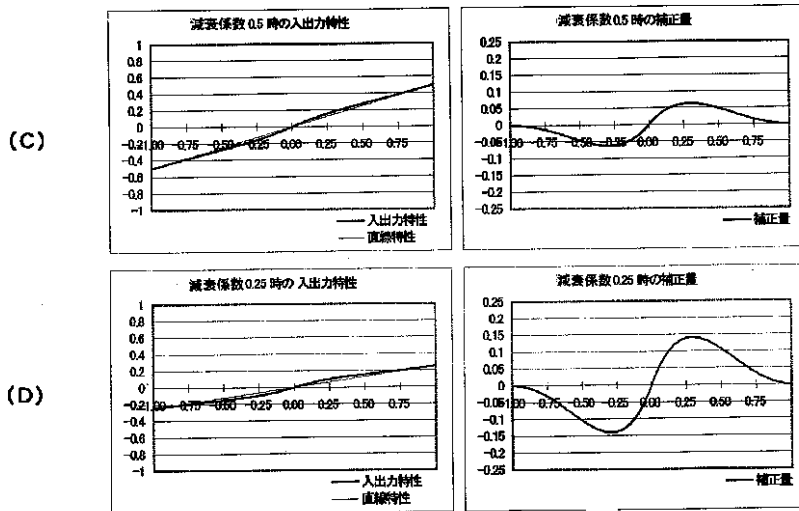
【図2】



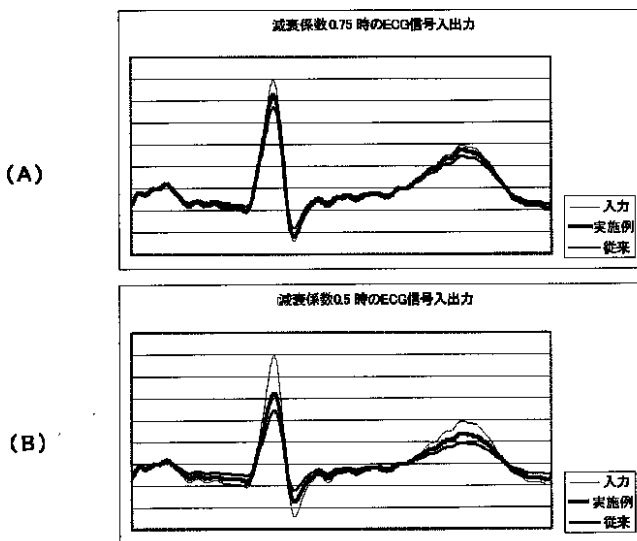
【図3】



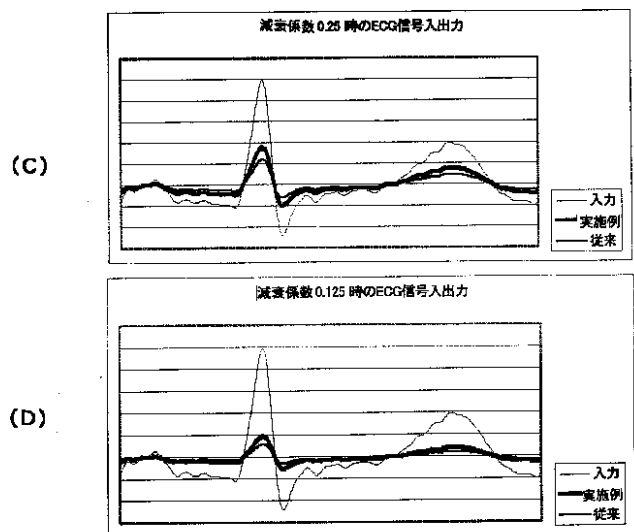
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C027 AA00 AA02 BB05 CC00 FF00
 FF01 HH11
 4C301 AA02 CC02 DD02 EE20 GB02
 HH60 JB03 JB12 JB17 JB29
 JB50 JC01 JC15 KK02 KK34
 LL02 LL04 LL20
 5B057 AA07 BA05 BA26 CA12 CA16
 CB08 CB12 CE08 CE11 CH08
 CH18

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2003319940A	公开(公告)日	2003-11-11
申请号	JP2002131261	申请日	2002-05-07
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	重森 一郎		
发明人	重森 一郎		
IPC分类号	A61B5/044 A61B8/00 G06T1/00 G06T3/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T3/00.300 A61B5/04.314.G A61B8/14 G06T5/50 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C027/AA00 4C027/AA02 4C027/BB05 4C027/CC00 4C027/FF00 4C027/FF01 4C027/HH11 4C301/AA02 4C301/CC02 4C301/DD02 4C301/EE20 4C301/GB02 4C301/HH60 4C301/JB03 4C301/JB12 4C301/JB17 4C301/JB29 4C301/JB50 4C301/JC01 4C301/JC15 4C301/KK02 4C301/KK34 4C301/LL02 4C301/LL04 4C301/LL20 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA26 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CE08 5B057/CE11 5B057/CH08 5B057/CH18 4C127/AA00 4C127/AA02 4C127/BB05 4C127/CC00 4C127/FF00 4C127/FF01 4C127/HH11 4C601/DE01 4C601/EE30 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/HH40 4C601/JB11 4C601/JB12 4C601/JB19 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB51 4C601/JB55 4C601/JB57 4C601/JB60 4C601/JC01 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK33 4C601/KK36 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL40 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA22 5L096/CA27 5L096/DA04 5L096/EA21		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

当将生物信号的波形与超声图像一起显示时，如果生物信号的波形被线性地抑制和转换，则存在小振幅部分变得不清楚的问题。对生物医学信号执行非线性转换。即，当对生物信号的波形执行衰减转换时，衰减计算器28执行衰减转换，使得较小振幅的波形具有比较大振幅的波形更小的衰减量。衰减转换中涉及的衰减系数可以通过反馈方法来自适应地设置，或者可以由用户指定。

