

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4363644号
(P4363644)

(45) 発行日 平成21年11月11日(2009.11.11)

(24) 登録日 平成21年8月28日(2009.8.28)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 4 (全 9 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2004-237926 (P2004-237926)</p> <p>(22) 出願日 平成16年8月18日 (2004.8.18)</p> <p>(65) 公開番号 特開2006-55241 (P2006-55241A)</p> <p>(43) 公開日 平成18年3月2日 (2006.3.2)</p> <p>審査請求日 平成17年7月26日 (2005.7.26)</p> <p>審判番号 不服2009-1728 (P2009-1728/J1)</p> <p>審判請求日 平成21年1月22日 (2009.1.22)</p> <p>早期審理対象出願</p>	<p>(73) 特許権者 300019238 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000</p> <p>(74) 代理人 100085187 弁理士 井島 藤治</p> <p>(72) 発明者 谷川 俊一郎 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社 社内</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像表示方法および超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を用いて撮影された被検体のBモード像とティシューベロシティ像の合成画像を表示する超音波画像表示方法であって、

Bモード像の輝度の増加に応じてBモード像の重みを減少させるとともにティシューベロシティ像の重みを増加させ、

重み付けされたBモード像とティシューベロシティ像を加算し、

加算によって得られた画像を表示する、

ことを特徴とする超音波画像表示方法。

【請求項2】

前記重みの変化特性がBモード像の輝度の1次関数である、

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波画像表示方法。

【請求項3】

超音波を用いて被検体のBモード像とティシューベロシティ像を撮影し、これら2種類の像の合成画像を表示する超音波診断装置であって、

Bモード像の輝度の増加に応じてBモード像の重みを減少させるとともにティシューベロシティ像の重みを増加させる重み調節手段と、

重み付けされたBモード像とティシューベロシティ像を加算する加算手段と、

加算によって得られた画像を表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

前記重みの変化特性が B モード像の輝度の 1 次関数である、
ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像表示方法および超音波診断装置に関し、特に、超音波を用いて撮影された被検体の B モード (B - m o d e) 像とティシューベロシティ (t i s s u e v e l o c i t y) 像の合成画像を表示する方法、および、超音波を用いて被検体の B モード像とティシューベロシティ像を撮影し、これら 2 種類の像の合成画像を表示する超音波診断装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置では、超音波を用いて被検体の B モード像とティシューベロシティ像を撮影し、これら 2 種類の像の合成画像を表示することが行われる。ティシューベロシティ像の撮影には超音波エコー (e c h o) のドップラ (D o p p l e r) 信号が利用される (例えば、特許文献 1 参照)。

【特許文献 1】米国特許第 6 5 1 7 4 8 5 号明細書 (第 7 - 1 3 欄、図 3 - 4)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0003】

合成画像はモノクローム (m o n o c h r o m e) の B モード像の上にカラー (c o l o r) のティシューベロシティ像を重ね合わせたものとなるが、カラーのティシューベロシティ像の印象が支配的となりモノクロームの B モード像がほとんど見えなくなるので、合成画像としては必ずしも適切ではない。

【0004】

そこで、本発明の課題は、B モード像とティシューベロシティ像の合成画像を適切に表示する方法および超音波診断装置を実現することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

30

上記の課題を解決するためのひとつの観点での発明は、超音波を用いて撮影された被検体の B モード像とティシューベロシティ像の合成画像を表示する超音波画像表示方法であって、B モード像の輝度の増加に応じて B モード像の重みを減少させるとともにティシューベロシティ像の重みを増加させ、重み付けされた B モード像とティシューベロシティ像を加算し、加算によって得られた画像を表示する、ことを特徴とする超音波画像表示方法である。

【0006】

上記の課題を解決するための他の観点での発明は、超音波を用いて被検体の B モード像とティシューベロシティ像を撮影し、これら 2 種類の像の合成画像を表示する超音波診断装置であって、B モード像の輝度の増加に応じて B モード像の重みを減少させるとともにティシューベロシティ像の重みを増加させる重み調節手段と、重み付けされた B モード像とティシューベロシティ像を加算する加算手段と、加算によって得られた画像を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0007】

前記重みの変化特性が B モード像の輝度の 1 次関数であることが、重みの調節を適切に行う点で好ましい。前記 1 次関数が折れ線関数であることが、重みの調節をより適切に行う点で好ましい。

【0008】

前記折れ線関数が複数の 1 次関数のつなぎ合わせであることが、折れ線関数の設定が容易な点で好ましい。前記複数の 1 次関数のつなぎ目が可変であることが、折れ線関数特性

50

の変更を容易にする点で好ましい。前記複数の1次関数の傾斜が可変であることが、折れ線関数特性の変更を容易にする点で好ましい。

【0009】

Bモード像の輝度が予め定められた閾値に満たない部分について前記Bモード像および前記ティシューベロシティ像を黒抜きの画像とすることが、合成画像をより適切に表示する点で好ましい。前記閾値が可変であることが、黒抜きの画像とする範囲が調整可能な点で好ましい。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、Bモード像とティシューベロシティ像の合成画像を表示するにあたり、Bモード像の輝度の増加に応じて、合成画像におけるBモード像の重み付け加算の重みを減少させるとともにティシューベロシティ像の重み付け加算の重みを増加させるので、Bモード像とティシューベロシティ像の合成画像を適切に表示することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、図面を参照して発明を実施するための最良の形態を詳細に説明する。なお、本発明は、発明を実施するための最良の形態に限定されるものではない。図1に超音波診断装置のブロック図を示す。本装置は発明を実施するための最良の形態の一例である。本装置の構成によって、超音波診断装置に関する本発明を実施するための最良の形態の一例が示される。本装置の動作によって、超音波画像表示方法に関する本発明を実施するための最良の形態の一例が示される。

【0012】

図1に示すように、本装置は、超音波プローブ2を有する。超音波プローブ2は、図示しない複数の超音波トランスデューサ(Transducer)のアレイ(Array)を有する。個々の超音波トランスデューサは例えばPZT(チタン(Ti)酸ジルコン(Zr)酸鉛)セラミックス(Ceramics)等の圧電材料によって構成される。超音波プローブ2は、操作者により被検体4に当接して使用される。

【0013】

超音波プローブ2は送受信部6に接続されている。送受信部6は、超音波プローブ2に駆動信号を与えて超音波を送波させる。送受信部6はまた超音波プローブ2が受波したエコー信号を受信する。

【0014】

超音波の送受信は、超音波ビームすなわち音線で撮影範囲を走査しながら行われる。音線走査は、セクタスキャン(Sector Scan)、コンベックスキャン(Convex Scan)あるいはリニアスキャン(Linear Scan)等によって行われる。

【0015】

送受信部6はBモード処理部10およびドップラ処理部12に接続されている。送受信部6から出力される音線ごとのエコー受信信号は、Bモード処理部10およびドップラ処理部12に入力される。

【0016】

Bモード処理部10はBモード像を形成するものである。Bモード処理部10は、音線上の個々の反射点でのエコーの強度を表す信号、すなわちAスコープ(Scope)信号を得て、このAスコープ信号の各瞬時の振幅をそれぞれ輝度値としてBモード像を形成する。

【0017】

ドップラ処理部12はティシューベロシティ像を形成するものである。ドップラ処理部12は、エコー受信信号を直交検波したI、Q信号をMTI(Moving Target Indication)処理してエコーの複素ドップラ信号を求め、それに基づいて、所定の演算により音線ごとにティシューベロシティ像を求める。

【 0 0 1 8 】

なお、ドップラ信号にはティシューペロシティ成分の他に血流速度成分も含まれるが、両者の速度領域の相違を利用してティシューペロシティ成分だけが抽出され、それに基づいてティシューペロシティ像が求められる。

【 0 0 1 9 】

Bモード処理部10およびドップラ処理部12は画像処理部14に接続されている。画像処理部14は、Bモード処理部10およびドップラ処理部12からそれぞれ入力される画像データに基づいて、表示用の画像を生成する。Bモード像はモノクローム画像として生成される。ティシューペロシティ像はカラー画像として生成される。カラー画像は速度の方向を色相によって表現する。

10

【 0 0 2 0 】

画像処理部14は、図2に示すように、バス(bus)140によって接続された入力データメモリ(data memory)142、デジタル・スキャンコンバータ(digital scan converter)144、画像メモリ146およびプロセッサ(processor)148を備えている。

【 0 0 2 1 】

Bモード処理部10およびドップラ処理部12から音線ごとに入力されたBモード像およびティシューペロシティ像は、入力データメモリ142にそれぞれ記憶される。入力データメモリ142のデータは、デジタル・スキャンコンバータ144で走査変換されて画像メモリ146に記憶される。プロセッサ148は、入力データメモリ142および画像メモリ146のデータについて表示用のデータ処理を施す。表示用のデータ処理については後にあらためて説明する。

20

【 0 0 2 2 】

画像処理部14には表示部16が接続されている。表示部16は、画像処理部14から画像信号が与えられ、それに基づいて画像を表示するようになっている。表示部16は、本発明における表示手段の一例である。表示部16は、カラー画像が表示可能なグラフィックディスプレイ(graphic display)等で構成される。

【 0 0 2 3 】

以上の送受信部6、Bモード処理部10、ドップラ処理部12、画像処理部14および表示部16には制御部18が接続されている。制御部18は、それら各部に制御信号を与えてその動作を制御する。また、被制御の各部から各種の報知信号が入力される。

30

【 0 0 2 4 】

制御部18の制御の下で、Bモード撮影動作およびティシューペロシティ撮影動作が実行される。制御部18には操作部20が接続されている。操作部20は操作者によって操作され、制御部18に適宜の指令や情報を入力するようになっている。操作部20は、例えばキーボード(keyboard)やポインティングデバイス(pointing device)およびその他の操作具を備えた操作パネル(panel)で構成される。

【 0 0 2 5 】

表示用のデータ処理について説明する。表示用のデータ処理は、Bモード像とティシューペロシティ像の合成画像を形成するための処理である。合成画像は、Bモード像とティシューペロシティ像を重み付け加算することによって形成される。

40

【 0 0 2 6 】

図3に、重み調節に用いられるグラフ(graph)の一例を示す。同図のグラフは、Bモード像の輝度値B_Intensityを横軸とし、透明係数a_lbを縦軸とする。輝度値B_Intensityの範囲は例えば0 - 255である。B_Intensity = 0は最低輝度を表し、B_Intensity = 255は最高輝度を表す。透明係数a_lbの範囲は0 - 1である。a_lb = 0は完全不透明を表し、a_lb = 1は完全透明を表す。

【 0 0 2 7 】

透明係数a_lbは、合成画像が、Bモード像の上にティシューペロシティ像を重ねることによって形成されると考えたときの、ティシューペロシティ像の透明度を表す。したがっ

50

て、 $a_{lb} = 0$ はティシューベロシティ像が完全不透明になることを意味する。このとき、Bモード像はティシューベロシティ像の陰に隠れて見えなくなり、合成画像はティシューベロシティ像だけの画像となる。これに対して、 $a_{lb} = 1$ はティシューベロシティ像が完全透明になることを意味する。このとき、ティシューベロシティ像が消えて、合成画像はBモード像だけの画像となる。なお、 $0 < a_{lb} < 1$ のときは、ティシューベロシティ像が a_{lb} の値に対応した半透明となる。このとき、ティシューベロシティ像を透かしてBモード像が見える。

【0028】

合成画像は、ティシューベロシティ像の上にBモード像を重ねることによって形成されると考えてもよい。その場合は、 $a_{lb} = 0$ はBモード像が完全透明であることを意味し、 $a_{lb} = 1$ はBモード像が完全不透明であることを意味し、 $0 < a_{lb} < 1$ はBモード像が半透明であることを意味する。このようにしても、得られる合成画像は同じである。以下、便宜的に、合成画像はBモード像の上にティシューベロシティ像を重ねることによって形成されたと考える。

10

【0029】

グラフの一部を構成するライン (line) a は、横軸と $B_Intensity = 255$ で交わり、縦軸と $a_{lb} = Transparency$ で交わる 1 次関数のグラフであり、次式で与えられる。

【0030】

【数1】

$$a_{lb} = transparency \times \frac{(256 - B_Intensity)}{256} \quad (1)$$

20

【0031】

グラフの他の一部を構成するライン b は、ポイント (point) D でライン a と交わり、 $a_{lb} = Bth_transparent$ で縦軸と交わる 1 次関数のグラフであり、次式で与えられる。ただし、 $Bth_transparent > Transparency$ である。

【0032】

【数2】

$$a_{lb} = \frac{transparency \times (256 - Bth_0) / 256 - Bth_transparent}{Bth_0} \times B_Intensity + Bth_transparent \quad (2)$$

30

【0033】

グラフの残りの部分を構成するライン c は、 $a_{lb} = 1$ で縦軸と交わる 0 次関数のグラフである。

輝度値 $B_Intensity$ に関しては、交点設定値 B_th0 および閾値 $Threshold$ が設定可能になっている。交点設定値 B_th0 は、ポイント D すなわちライン a とライン b の交点の位置を指定する設定値である。これはライン a とライン b のつなぎ目を指定するものともなる。閾値 $Threshold$ はライン c の終点を規定する設定値である。これらの設定値 B_th0 および $Threshold$ は操作部 20 を通じて使用者により任意に設定かつ調整できるようになっている。

40

【0034】

縦軸とライン a, b の交点 $Transparency$ および $Bth_transparent$ も、操作部 20 を通じてそれぞれ任意に設定かつ調整できるようになっている。 $Transparency$ および $Bth_transparent$ の調整によって、ライン a, b の傾斜がそれぞれ変わる。

【0035】

これら 3 つのライン a, b, c を用いて、合成画像におけるティシューベロシティ像の透明度が調節される。透明度調節は B モード像を構成する個々の画素の輝度値 $B_Intensity$ に基づいて行われる。

50

【 0 0 3 6 】

B_Intensity < Thresholdのときは、ティシューベロシティ像の透明係数をライン c によって定める。これによって、a_lb = 1 となり、ティシューベロシティ像が完全透明となって合成画像は B モード像だけの画像となる。このような処理に併せて、B モード像を黒抜きの像とする処理が行われる。完全透明となったティシューベロシティ像はすでに黒抜けとなっているので、結果的に両画像とも黒抜きの像となる。

【 0 0 3 7 】

このように、B_Intensity < Thresholdの範囲では、B モード像とティシューベロシティ像を黒抜け像とすることにより、ノイズ (n o i s e) やアーチファクト (a r t i f a c t) 等が画像化されるのを阻止し、合成画像の品質を良くすることができる。

10

【 0 0 3 8 】

Threshold B_Intensity < B_th0のときは、ティシューベロシティ像の透明係数をライン b によって定める。すなわち、透明係数 a_lb を (2) 式によって求める。これによって、ティシューベロシティ像が半透明となり、それを透かして B モード像が見える状態となる。このような印象を与える合成画像は、ティシューベロシティ像と B モード像を重み付け加算することによって形成される。重み付け加算には次式が用いられる。

【 0 0 3 9 】

【 数 3 】

$$\text{RGB_Transparent} = a_lb * \text{RGB_B} + (1.0 - a_lb) * \text{RGB_Color} \quad (3)$$

20

【 0 0 4 0 】

ここで、RGB_Transparent は合成画像を表す 3 原色 (R , G , B) のデータである。また、RGB_B はモノクロームの B モード像を表す 3 原色データであり、RGB_Color はカラーのティシューベロシティ像を表す 3 原色データである。3 原色を表す各データはそれぞれ例えば 8 ビット (b i t) のデータである。

【 0 0 4 1 】

(3) 式に示すように、合成画像は、B モード像の重みを a_lb としティシューベロシティ像の重みを 1 - a_lb として加算することによって形成される。なお、(3) 式では透明係数 a_lb は単に重みを表す数値として用いられる。したがって、透明係数のグラフは重み付け加算用の重みのグラフともなる。以下、透明係数 a_lb を重みともいう。

30

【 0 0 4 2 】

なお、透明係数 a_lb が大きいほどティシューベロシティ像の透明度が増してその後の B モード像の見え方が良くなるので、a_lb を B モード像の重みとするのは理にかなっている。また、ティシューベロシティ像の透明度が増すほどティシューベロシティ像の見え方が悪くなるので、1 - a_lb をティシューベロシティ像の重みとするのは理にかなっている。

【 0 0 4 3 】

B_th0 B_Intensity のときは、重みをライン a によって定める。すなわち、重み a_lb を (1) 式によって求める。そして、B モード像の重みを a_lb とし、ティシューベロシティ像の重みを 1 - a_lb とし、合成画像の画素値を (3) 式によって求める。

40

【 0 0 4 4 】

このように、Threshold B_Intensity の範囲では、B モード像とティシューベロシティ像の重みを B_Intensity に応じて相補的に変化させて加算することにより、B モード像とティシューベロシティ像の調和がとれた合成画像を得ることができる。

【 0 0 4 5 】

また、重みを求める式を B_Intensity が属する区間に応じて使い分け、折れ線状の 1 次関数によって重みを与えるようにしたので、B_Intensity が属する区間ごとにそれぞれ最適な透明度調節を行うことができる。

【 0 0 4 6 】

なお、交点設定値 B_th0 を 2 つ以上にして多段折れ線の 1 次関数で重みを与えるように

50

してもよい。これによって、さらにきめ細かな透明度調節を行うことができる。あるいは、重みの計算は連続曲線をなす2次以上の高次関数で行うようにしてもよい。

【0047】

図4に、上記のような合成画像形成を行うプロセッサ148の機能ブロック図を示す。同図に示すように、プロセッサ148は、重み付け部152, 154でBモード像(B)およびティシューベロシティ像(Color)にそれぞれ a_{1b} および $1 - a_{1b}$ の重み付けを行い、加算部156で両画像を加算して合成画像(RGB_Transparent)を形成し、黒抜き部158を通じて出力するようになっている。

【0048】

重み付け部152, 154は、本発明における重み調節手段の一例である。加算部152, 154は、本発明における加算手段の一例である。黒抜き部158は、本発明における黒抜き手段の一例である。

【図面の簡単な説明】

【0049】

【図1】本発明を実施するための最良の形態の一例の超音波診断装置のブロック図である。

【図2】画像処理部のブロック図である。

【図3】重み調節に用いられるグラフの一例を示す図である。

【図4】プロセッサの機能を示すブロック図である。

【符号の説明】

【0050】

2 超音波プローブ

4 被検体

6 送受信部

10 Bモード処理部

12 ドップラ処理部

14 画像処理部

16 表示部

18 制御部

20 操作部

152, 154 重み付け部

156 加算部

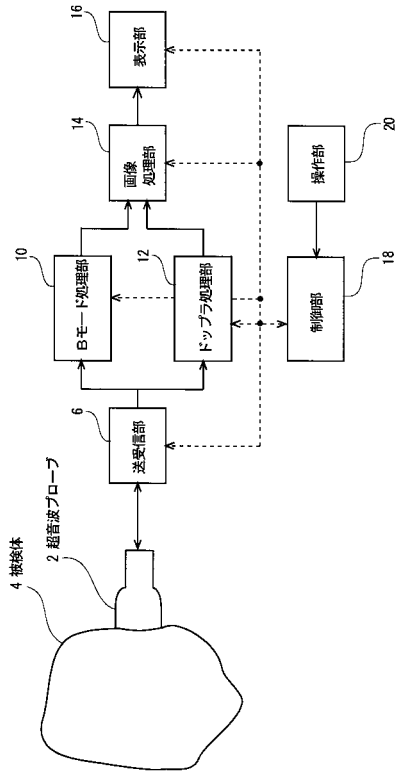
158 黒抜き部

10

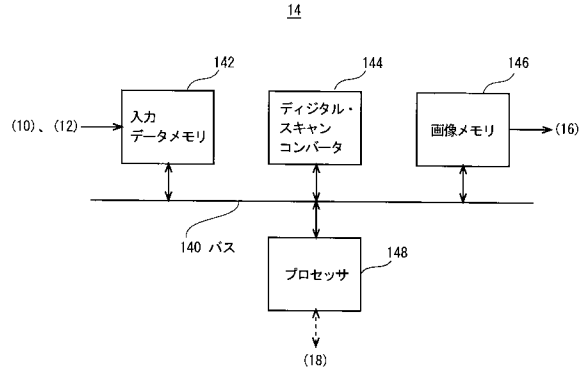
20

30

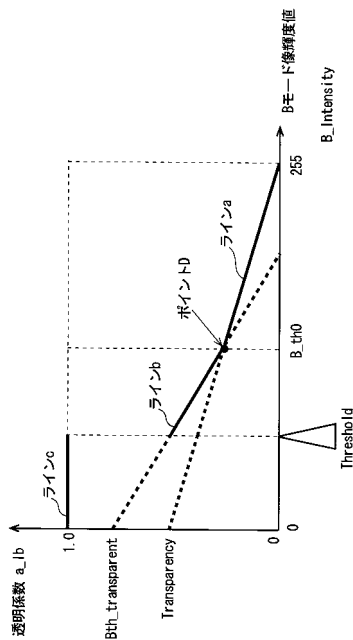
【図1】



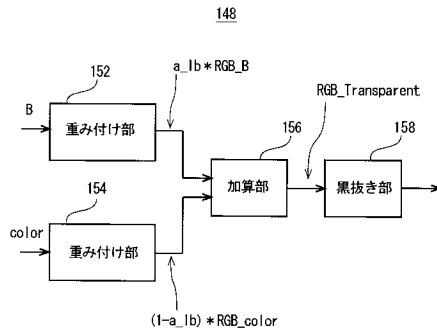
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

合議体

審判長 岡田 孝博

審判官 小島 寛史

審判官 後藤 時男

(56)参考文献 国際公開第97/34530(WO, A1)

特開昭62-229192(JP, A)

特開平11-155855(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/08

专利名称(译)	超声波图像显示方法和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP4363644B2	公开(公告)日	2009-11-11
申请号	JP2004237926	申请日	2004-08-18
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	谷川俊一郎		
发明人	谷川 俊一郎		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S7/52053 A61B8/488 G01S7/52071 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/DE03 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/ JB24 4C601/ JB30 4C601/ JC20 4C601/ KK02 4C601/ KK03 4C601/ KK06 4C601/ KK12 4C601/ KK19 4C601/ KK24		
审查员(译)	冈田孝弘		
助理审查员(译)	小岛Hiroshishi 东京转到		
其他公开文献	JP2006055241A5 JP2006055241A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供适当地显示B模式图像和组织速度图像的合成图像的方法以及超声诊断设备。
 ŽSOLUTION：当显示使用超声波拍摄的B模式图像的合成图像和被摄体的组织速度图像时，合成图像中B模式图像的加权总和的权重 (a_lb) 减少伴随着B模式图像的亮度的增加，同时，增加了用于组织速度图像的加权总和的权重 (1-a_lb)。重量的变化特性是B模式图像的亮度的主要函数。主要功能是折线功能。折线函数是多个主函数的连接。多个主要功能的关节是可变的。多个主要功能的梯度是可变的。Ž

【 図 3 】

