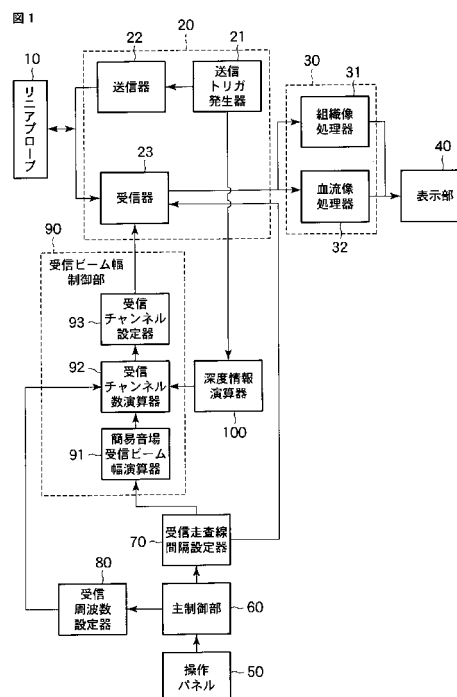




【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の走査線上に送信ビームを形成するとともに、それぞれの走査線ごとに受信ビームを形成するビーム形成手段と、

前記ビーム形成手段により形成される複数の受信ビームに基づき、画像データを生成する画像生成手段と、

前記走査線の間隔に応じて、受信ビーム幅を変化させる制御手段とを具備していることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記制御手段は、前記走査線の間隔が狭まると、前記受信ビーム幅を狭め、前記走査線の間隔が広がると、前記受信ビーム幅を広げることの特徴とする請求項 1 に記載された超音波診断装置。

【請求項 3】

前記制御手段は、前記超音波プローブからの距離によって変化する走査線の間隔に応じて、受信ビーム幅を変化させることを特徴とする請求項 1 に記載された超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御手段は、前記ビーム形成手段のダイナミックフォーカスを制御して、前記受信ビーム幅を変化させることを特徴とする請求項 1 に記載された超音波診断装置。

【請求項 5】

前記制御手段は、前記ビーム形成手段の受信開口幅を制御して、前記受信ビーム幅を変化させることを特徴とする請求項 1 に記載された超音波診断装置。

【請求項 6】

前記走査線の間隔を指定するための指定手段をさらに具備していることを特徴とする請求項 1 に記載された超音波診断装置。

【請求項 7】

前記制御手段は、前記受信ビーム幅を前記走査線の間隔と同等に設定することを特徴とする請求項 1 に記載された超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、走査線の間隔が自由に変更することができる超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置において、画質の良い超音波画像を得るために、方位分解能を高める試みがある。方位分解能を決定する要素としては、例えば走査線の間隔や受信ビーム幅などがある。通常、走査線の間隔が狭くなるほど、また、受信ビーム幅が細くなるほど、方位分解能が高まる。

【0003】

ところで、近年の超音波診断装置では、被検体の浅部から深部にかけて複数点で受信フォーカスを行う、いわゆる受信ダイナミックフォーカスが採用されることがある（例えば、特許文献 1 を参照。）。

【0004】

以下、受信ダイナミックフォーカスについて説明する。図 8 は従来における、基本的な受信ビーム幅 W の概略図、図 9 は従来における、ダイナミックフォーカスによって得られた受信ビーム幅 W の概略図である。なお、図 8 は簡易作図法によって作成されたものである。

【0005】

図 8 に示すように、通常、簡易音場において、フォーカス点での受信ビーム幅 W は、 $W = 2 F \times C / (D \times f) \dots (a)$

で表される。なお、 F はフォーカス点の深さ、 D は受信開口幅、 C は音速、 f は受信周

10

20

30

40

50

波数である。

【 0 0 0 6 】

音速 C と受信周波数 f が一定であるとき、数式 (a) は、

$$W = \alpha \times F / D \dots (b)$$

で表される。なお、 $\alpha (= 2 C / f)$ は定数である。

【 0 0 0 7 】

数式 (b) から、フォーカス点における受信ビーム幅 W は、受信開口幅 D に応じて変化することがわかる。

【 0 0 0 8 】

そこで、近年の超音波診断装置では、図 9 に示すように、被検体の浅部から深部にかけて受信ビーム幅 W が均一となるように、受信開口幅 D が制御されている。 10

【特許文献 1】特開平 3 - 2 2 2 9 4 5 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 9 】

ところで、近年の超音波診断装置には、操作者によって走査線の間隔を自由に変更できるものがある。しかしながら、既存の超音波診断装置では、走査線の間隔が変化しても、受信ビーム幅は一定のままであった。そのため、走査線の間隔が狭くなっても、方位分解能は、あまり上昇しなかった。しかも、走査線の間隔が狭くなると、フレームレートが低下するため、検査部位によっては診断能の低下に繋がることもあった。 20

【 0 0 1 0 】

逆に、走査線の間隔が広がって、受信ビーム幅を超えてしまうと、被検体内に受信ビームによって覆われない領域、即ち隙間が生じてしまい、被検体情報の一部を取りこぼすこともあった。

【 0 0 1 1 】

本発明は、走査線の間隔に最適な方位分解能が得られ、しかも被検体情報を取りこぼすことがない超音波診断装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 2 】

本発明における超音波診断装置は、以下のように構成されている。 30

【 0 0 1 3 】

(1) 超音波診断装置において、複数の走査線上に送信ビームを形成するとともに、それぞれの走査線ごとに受信ビームを形成するビーム形成手段と、前記ビーム形成手段により形成される複数の受信ビームに基づき、画像データを生成する画像生成手段と、前記走査線の間隔に応じて、受信ビーム幅を変化させる制御手段とを具備している。

【 0 0 1 4 】

(2) (1) に記載された超音波診断装置において、前記制御手段は、前記走査線の間隔が狭まると、前記受信ビーム幅を狭め、前記走査線の間隔が広がると、前記受信ビーム幅を広げる。

【 0 0 1 5 】

(3) (1) に記載された超音波診断装置において、前記制御手段は、前記超音波プローブからの距離によって変化する走査線の間隔に応じて、受信ビーム幅を変化させる

(4) (1) に記載された超音波診断装置において、前記制御手段は、前記ビーム形成手段のダイナミックフォーカスを制御して、前記受信ビーム幅を変化させる。

【 0 0 1 6 】

(5) (1) に記載された超音波診断装置において、前記制御手段は、前記ビーム形成手段の受信開口幅を制御して、前記受信ビーム幅を変化させる。

【 0 0 1 7 】

(6) (1) に記載された超音波診断装置において、前記走査線の間隔を指定するための指定手段をさらに具備している。 30

【 0 0 1 8 】

(7) (1) に記載された超音波診断装置において、前記制御手段は、前記受信ビーム幅を前記走査線の間隔と同等に設定する。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 9 】

本発明によれば、走査線の間隔に最適な方位分解能が得られる。しかも、被検体情報の取りこぼしがない。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 0 】

以下、図面を参照しながら、第 1 の実施形態と第 2 の実施形態について説明する。

10

【 0 0 2 1 】

(第 1 の実施形態)

図 1 は本発明の第 1 の実施形態における超音波診断装置のブロック図である。

図 1 に示すように、本実施形態における超音波診断装置は、リニアプローブ 1 0、ビームフォーマ 2 0、画像生成部 3 0、表示部 4 0、操作パネル 5 0、主制御部 6 0、受信走査線間隔設定器 7 0、受信周波数設定器 8 0、受信ビーム幅制御部 9 0、及び深度情報演算器 1 0 0 を具備している。

【 0 0 2 2 】

リニアプローブ 1 0 は、リニア型の圧電振動子を具備している。リニア型の圧電振動子は、被検体に対して超音波を送受信するものであって、リニアプローブ 1 0 の正面には、その送受波面と直角となるような複数の走査線 L が規定されている。

20

【 0 0 2 3 】

ビームフォーマ 2 0 は、送信トリガ発生器 2 1、送信器 2 2、及び受信器 2 3 を具備している。送信トリガ発生器 2 1 は、超音波を送信するためのタイミング信号を生成する。送信器 2 2 は、送信トリガ発生器 2 1 からのタイミング信号に基づき、リニアプローブ 1 0 の圧電振動子を駆動して、それぞれの走査線 L 上に送信ビームを形成する。

【 0 0 2 4 】

受信器 2 3 は、受信チャンネル設定器 9 3 によって設定されたチャンネルを開口させて、リニアプローブ 1 0 によって受信された超音波に基づき、走査線 L ごとに受信ビーム B を形成する。なお、走査線間隔 ΔL は、受信走査線間隔設定器 7 0 によって設定される。

30

【 0 0 2 5 】

画像生成部 3 0 は、組織像処理器 3 1、及び血流像処理器 3 2 を具備している。組織像処理器 3 1 は、受信器 2 3 によって生成された複数の受信ビーム B に基づき、被検体の組織に関する画像データを生成する。血流像処理器 3 2 は、受信器 2 3 によって生成された複数の受信ビーム B に基づき、被検体の血流に関する画像データを生成する。

【 0 0 2 6 】

表示部 4 0 は、画像生成部 3 0 からの画像データに基づき、被検体の組織映像もしくは血流映像を表示する。操作パネル 5 0 は、操作者によって指定されるフレームレートやプローブの種類を取り込む。

【 0 0 2 7 】

主制御部 6 0 は、操作パネル 5 0 によって取り込まれるフレームレートやプローブの種類に基づき、超音波診断装置の各部を制御する。受信走査線間隔設定器 7 0 は、操作パネル 5 0 から取り込まれたフレームレートに基づき、走査線間隔 ΔL を設定する。受信周波数設定器 8 0 は、プローブの種類に基づき、受信周波数を設定する。

40

【 0 0 2 8 】

受信ビーム幅制御部 9 0 は、簡易音場受信ビーム幅演算器 9 1、受信チャンネル数演算器 9 2、及び受信チャンネル設定器 9 3 を具備している。簡易音場受信ビーム幅演算器 9 1 は、受信走査線間隔設定器 7 0 によって設定された走査線間隔 ΔL に基づき、簡易音場における受信ビーム幅 W を算出する。受信チャンネル数演算器 9 2 は、簡易音場受信ビーム幅演算器 9 1 によって算出された簡易音場における受信ビーム幅 W と、深度情報演算器

50

100によって算出されたそれぞれのフォーカス点の深さFとに基づき、受信チャンネル数、即ち受信開口幅Dを算出する。受信チャンネル設定器93は、受信チャンネル数演算器92によって算出された受信チャンネル数、即ち受信開口幅Dに基づき、実際に開口させるチャンネルを設定する。深度情報演算器100は、送信トリガ発生器21からのタイミング信号に基づき、各時刻におけるフォーカス点の深さFを算出する。

【0029】

(超音波画像の生成)

送信トリガ発生器21から送信器22にタイミング信号が入力されると、送信器22によってリニアプローブ10の圧電振動子が駆動され、走査線に送信ビームが形成される。

10

【0030】

走査線に形成される送信ビームは、被検体内の音響インピーダンスが異なる界面で反射して、超音波エコーとしてリニアプローブ10に受信される。リニアプローブ10に受信された超音波エコーは、受信器23によってダイナミックフォーカスがかけられて、走査線ごとに受信ビームが形成される。

【0031】

そして、走査線数分の受信ビームが取得されたら、これらの受信ビームから抽出される受信データに基づき、組織像処理器31もしくは血流像処理器32によって画像データが生成され、超音波映像として表示部40に表示される。

【0032】

(受信ビーム幅Wの制御手法)

操作パネル50の操作によってフレームレートが変動すると、受信走査線間隔設定器70によって当該フレームレートに応じた走査線間隔ΔLが設定される。

20

【0033】

走査線間隔ΔLは、簡易音場受信ビーム幅演算器91に送られ、数式(1)に基づき、簡易音場における受信ビーム幅Wが決定される。数式(1)は、走査線間隔ΔLと簡易音場における受信ビーム幅Wとの関係を示すものであって、

$$W = \beta \Delta L \dots (1)$$

で表される。

【0034】

なお、補正係数βは、走査線間隔ΔLと簡易音場における受信ビーム幅Wとを関係づける定数であるが、その決定方法はあとで詳細に説明する。

30

【0035】

そして、簡易音場における受信ビーム幅Wは、受信チャンネル数演算器92に送られ、数式(2)に基づき、以下の条件C1、C2を満たすような受信開口幅Dが算出される。

【0036】

条件C1...受信ビーム幅Wが被検体の浅部から深部にかけて一定となること。

【0037】

条件C2...受信ビーム幅Wが走査線間隔ΔLと一致すること。

【0038】

数式(2)は、簡易音場の受信ビーム幅Wと、フォーカス点の深さFと、受信開口幅Dとの関係を示すものであって、

40

$$W = 2F \times C / (D \times f) \dots (2)$$

で表される。なお、Cは音速、fは受信周波数である。

【0039】

そして、受信開口幅Dは、受信チャンネル設定器93に送られ、実際に開口させるチャンネルが設定される。

【0040】

(受信ビーム幅W)

図2は同実施形態における走査線間隔ΔLが狭いときの簡易音場における受信ビーム幅

50

Wの概略図、図3は同実施形態における走査線間隔 ΔL が中位であるときの簡易音場における受信ビーム幅Wの概略図、図4は同実施形態における走査線間隔 ΔL が広いときの簡易音場における受信ビーム幅Wの概略図である。

【0041】

図2 - 図4に示すように、走査線間隔 ΔL が広がると、それに追従するように、簡易音場における受信ビーム幅Wも広がり、走査線間隔 ΔL が狭まると、それに追従するように、簡易音場における受信ビーム幅Wも狭まる。

【0042】

これにより、走査線間隔 ΔL が変化しても、隣り合う受信ビームと受信ビームに、隙間や重複が生じることがないから、指定された走査線間隔 ΔL にとって最大の分解能が得られ、しかも、被検体情報の取りこぼしが無くなる。 10

【0043】

(補正係数 β の決定方法)

図5は同実施形態における走査線間隔 ΔL に対して受信ビーム幅Wが適正であるときの様子を示す概略図である。

【0044】

簡易音場において、開口のアポダイゼーション関数が矩形であったとすると、フォーカス点付近における音場の方位方向の感度分布は $\sin c$ 関数となる。簡易音場におけるビーム幅Wは、当該感度分布における -20 dB 点での幅とおよそ一致する。

【0045】

図5に示すような条件が得られるのが、隣り合う受信ビームの交点が -3 dB 点であるとする、 $\sin c$ 関数から補正係数 β が得られる。 20

【0046】

即ち、 $\beta = (-20\text{ dB幅}) / (-3\text{ dB幅}) = 2$
となる。

【0047】

(本実施形態による作用)

本実施形態において、受信ビーム幅制御部90は、受信走査線間隔 ΔL に基づき、受信ビーム幅Wを変化させて、隣り合う受信走査線と受信走査線とに隙間や重複が無いように、受信開口幅Dを制御している。そのため、受信走査線の間隔 ΔL に適正な方位分解能が得られ、しかも、被検体情報の取りこぼし生じない。 30

【0048】

本実施形態において、超音波診断装置は、フレームレートや受信周波数を取り込むための操作パネル50を具備している。そのため、操作者は、簡単にフレームレートを変化させることができる。

【0049】

(第2の実施形態)

図6は本発明の第2の実施形態における超音波診断装置のブロック図である。

【0050】

図6に示すように、本実施形態における超音波診断装置では、第1の実施形態におけるリニアプローブ10の代わりに、コンベックスプローブ10Aが使用されている。これに伴い、曲率半径設定器110がさらに追加されている。 40

【0051】

コンベックスプローブ10Aは、コンベックス型の圧電振動子を具備している。圧電振動子は、被検体に対して超音波を送受信するものであって、コンベックスプローブ10Aの正面には、コンベックスプローブ10Aから離れるにつれて走査線間隔 ΔL が拡大するような複数の走査線Lが規定されている。

【0052】

曲率半径設定器110は、操作パネル50によって取り込まれたプローブの種類に応じて、曲率半径Rを設定する。即ち、操作パネル50から取り込まれたプローブの種類がコ 50

ンベックスプローブであつたら、本ルーチンが作動して、コンベックスプローブの曲率半径 R が簡易音場受信ビーム幅演算器 91 に送られる。

【0053】

図7は同実施形態における走査線間隔 ΔL が適正であるときの受信ビーム幅 W の概略図である。

【0054】

図7に示すように、コンベックスプローブ 10A の走査線間隔 ΔL は、

$$\Delta L = (R + F) \times \Delta L_0 / R \dots (3)$$

で表される。

【0055】

なお、 ΔL_0 はコンベックスプローブ 10A 上での走査線間隔、 R はコンベックスプローブの曲率半径である。

【0056】

即ち、本実施形態では、数式(3)が代入された数式(1)に基づき、受信開口幅 D が制御される。そのため、コンベックスプローブ 10A のように、被検体の浅部から深部に向かって走査線間隔 ΔL が拡大する場合でも、それに応じて受信ビーム幅 W が広がるから、走査線間隔 ΔL に適正な方位分解能が得られ、しかも被検体情報の取りこぼしが生じない。なお、本実施形態において、フレームレートの変化については、第1の実施形態と同等であるため、特に言及していない。しかしながら、フレームレートが変化しても、走査線間隔 ΔL に適正な方位分解能が得られることは言うまでもない。

【0057】

以上のように、第1、第2の実施形態について説明してきたが、本発明は、これらの実施形態に限定されるものではない。即ち、受信ダイナミックフォーカスを行う場合について説明したが、これに限定されず、受信フォーカスが1つである場合でも良い。また、第1、第2の実施形態では、ダイナミックフォーカスが開口幅制御によって実現されているが、例えば開口ウェイティング関数を用いて制御されても良い。さらに、リニアプローブ、コンベックスプローブだけに限定されず、他のプローブであっても良い。

【図面の簡単な説明】

【0058】

【図1】本発明の第1の実施形態における超音波診断装置のブロック図。

【図2】同実施形態における走査線間隔が狭いときの簡易音場における受信ビーム幅の概略図。

【図3】同実施形態における走査線間隔が中位であるときの簡易音場における受信ビーム幅の概略図。

【図4】同実施形態における走査線間隔が広いときの簡易音場における受信ビーム幅の概略図。

【図5】同実施形態における走査線間隔に対して受信ビーム幅が適正であるときの様子を示す概略図。

【図6】本発明の第2の実施形態における超音波診断装置のブロック図。

【図7】同実施形態における走査線間隔が適正であるときの受信ビーム幅の概略図。

【図8】従来における、基本的な受信ビーム幅の概略図。

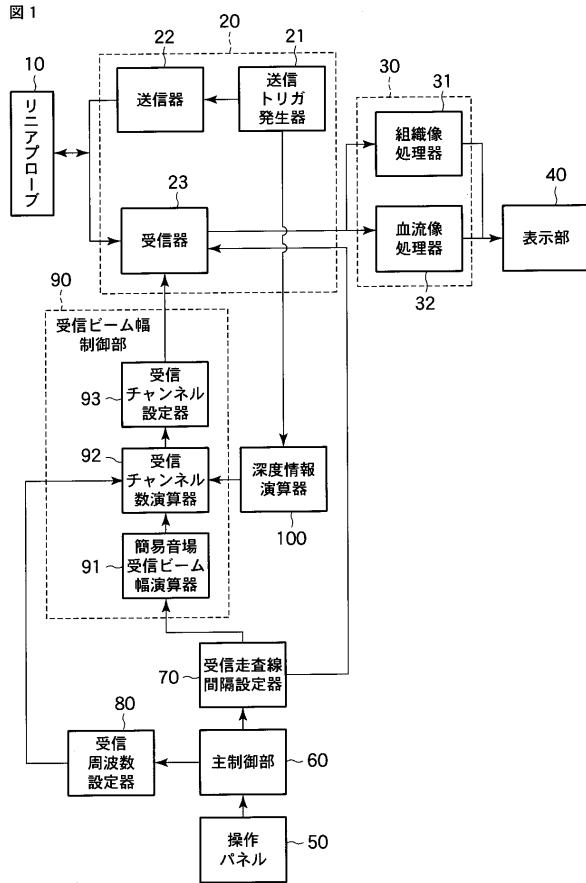
【図9】従来における、ダイナミックフォーカスによって得られた受信ビーム幅の概略図。

【符号の説明】

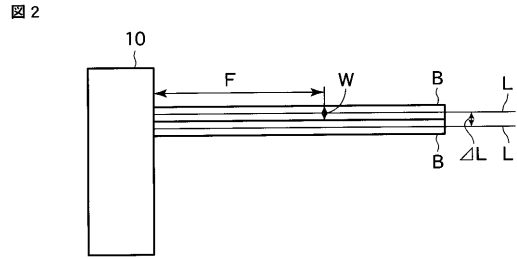
【0059】

10...リニアプローブ(超音波プローブ)、20...ビームフォーマ(ビーム形成手段)、30...画像生成部(画像生成手段)、50...操作パネル(指定手段)、90...受信ビーム幅制御部(制御手段)、 L ...走査線、 ΔL ...走査線間隔(走査線の間隔)、 W ...受信ビーム幅。

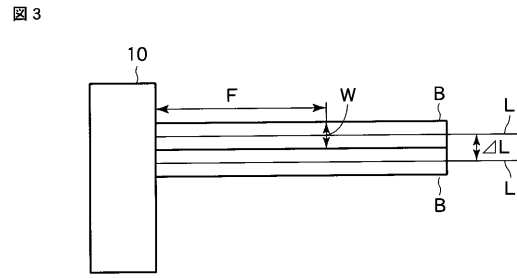
【図 1】



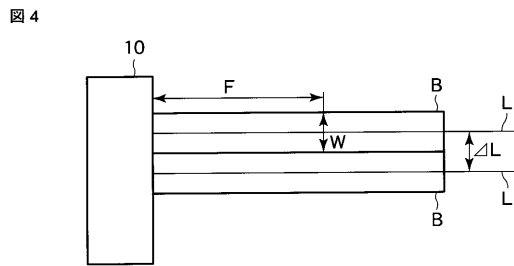
【図 2】



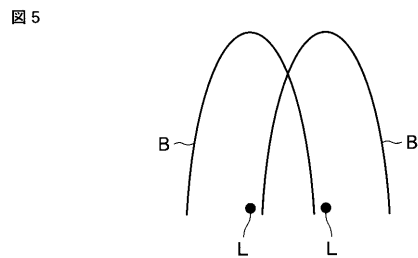
【図 3】



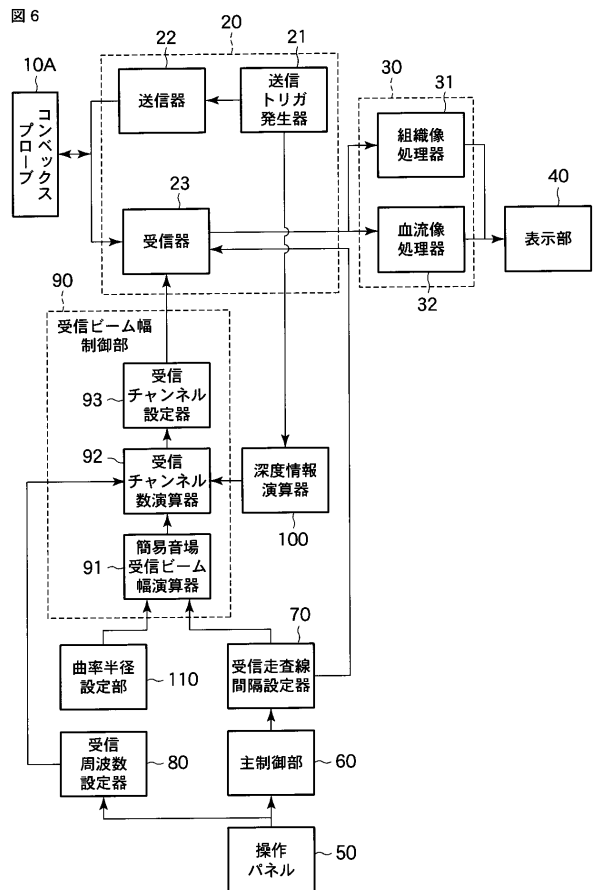
【図 4】



【図 5】

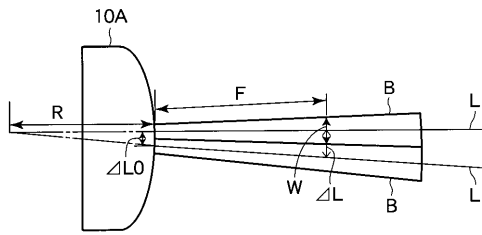


【図 6】



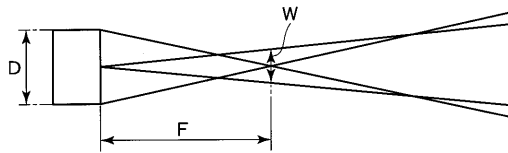
【 図 7 】

図 7



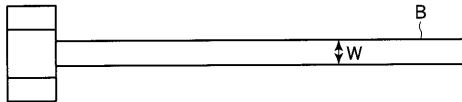
【 図 8 】

図 8



【 図 9 】

図 9



フロントページの続き

(74)代理人 100088683

弁理士 中村 誠

(74)代理人 100108855

弁理士 蔵田 昌俊

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 志岐 栄一

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB07 BB08 BB21 BB22 EE01 EE04 EE08 EE22 GB04

HH17 HH22 HH24 HH25 HH30 HH31

