

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4987295号
(P4987295)

(45) 発行日 平成24年7月25日(2012.7.25)

(24) 登録日 平成24年5月11日(2012.5.11)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 3 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2005-373346 (P2005-373346)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成17年12月26日 (2005.12.26)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2007-175069 (P2007-175069A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成19年7月12日 (2007.7.12)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成20年12月10日 (2008.12.10)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

循環器診断領域における受信信号が血流信号または組織信号のいずれの信号であるかを判定する判定手段と、

前記血流信号または前記組織信号に関する波形を表示する表示手段と、

前記判定手段により前記受信信号が前記組織信号であると判定されると、前記組織信号に関する波形の表示をスクロールさせるスクロールスピードを、前記血流信号に関する波形の表示をスクロールさせるスピードに比べて大きく変更調整する変更調整手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記判定手段は、レンジゲート位置のBモード情報を解析して、前記受信信号が、血流信号又は組織信号のいずれの信号であるかを判定すること、

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記判定手段は、レンジゲート位置のカラー情報を解析して、前記受信信号が、血流信号又は組織信号のいずれの信号であるかを判定すること、

を特徴とする請求項 1 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、超音波診断装置に関し、特に超音波のドプラ効果を利用して、血液等の体内運動体の運動状態や組織の運動状態の診断を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

循環器ルーチン検査においては、血流信号を利用した心臓の収縮拡張能や弁疾患異常の判定を行うと共に、壁（組織）信号を利用した局所左室心筋の収縮及び拡張機能評価や局所壁運動異常の判定を行っている。一般的に、この前者と後者の判定を行う場合、血流のみを評価する血流解析専用モード（PWDモード）と壁（組織）信号のみを評価する組織解析専用モード（TDI-PWモード）を切り替えて診断している。この場合において、検出された周波数が繰り返し周波数（ $\pm 1/2PRF$ ）を超えたときに、図7のように折

10

りかえされたような波形になる。このように、例えば、振幅が小さい図8（b）に示す波形や折り返しが生じた図8（c）に示すような波形を図8（a）に示すような波形にするには、血流速度（組織速度）に応じて、パルス繰り返し周波数（レート周波数）や基線位置を検査者が適切に設定する必要があるので、操作時間がかかると共に、検査者の大きな負担になっている。

【0003】

そこで、近年、ドプラモードにおいては、速度及び方向がさまざまな血流信号及び組織信号に対して、その信号を常に折り返しなく、見やすく表示するために、装置側の速度レンジや基線位置を自動調整する技術が開示されている（特許文献1参照）。この技術は、検出可能周波数範囲に対する信号存在領域を検出することで、繰り返し周波数、基線位置を自動的に設定するようにしており、これにより、検査者の負担を軽減し、診断時間を著しく短縮できる。この自動調整に対するアルゴリズムはいろいろあるが、この機能を利用することにより、ルーチン検査中の操作の煩雑さを大幅に改善でき、検査効率が向上している。なお、この自動調整方法は、通常装置のパネル上に配置されたスイッチをユーザーが一度押すことで自動調整されたドプラ波形を提供することが可能である。

20

【0004】

しかしながら、既存のドプラ自動調整機能は、受信した信号を解析して、受信したドプラ信号の波形の折り返し現象をなくすために、その速度レンジ（繰り返し周波数）や基線位置等を調整する機能でしかなく、受信した信号に対して更に最適な受信信号を得るために送受信条件を変更するなどの機能は有していない。

30

【0005】

また、受信した信号が血流信号なのか、組織信号なのかを判断する機能もないため、血流信号と判断すれば最適な血流信号を得るための送受信方法を、既存の自動調整機能と共に提供する機能や組織信号と判断すれば最適な組織信号を得るための送受信方法を、既存の自動調整機能と共に提供する機能はなかった。

【特許文献1】特開平8-308843号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、血流信号解析と組織信号解析を行う場合、特にそれらの解析モードを意識せずに適切な波形表示ができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0007】

本実施形態に係る超音波診断装置は、循環器診断領域における受信信号が血流信号または組織信号のいずれの信号であるかを判定する判定手段と、前記血流信号または前記組織信号に関する波形を表示する表示手段と、前記判定手段により前記受信信号が前記組織信号であると判定されると、前記組織信号に関する波形の表示をスクロールさせるスクロールスピードを、前記血流信号に関する波形の表示をスクロールさせるスピードに比べて大きく変更調整する変更調整手段と、を具備することを特徴とする。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 1 0 】

図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図 1 は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

図 1 において、本実施形態に係る超音波診断装置は、複数の超音波振動子を備え図示しない被検体に対して超音波の送受信を行う超音波プローブ 1 0 と、超音波振動子の制御を行う送受信部 2 0 と、受信した超音波の信号処理を行う信号処理部 3 0 と、全体の制御を行うシステム制御部 4 0 と、表示部 5 5 への表示制御を行う表示制御部 5 0 と、E C G (Electrocardiogram) ユニット 6 0 とを備えている。なお、入力部 4 5 は、本実施形態では、例えば、図示しないパネル上に配置された自動調整機能スイッチである。

【 0 0 1 1 】

上記のような構成において、送受信部 2 0 は、基準信号発生部 2 5 からの基準信号を入力して超音波プローブ 1 0 の超音波振動子に駆動信号を送出する送信部 2 1 と、超音波プローブ 1 0 からの受信信号を入力する受信部 2 2 とを備えている。受信部 2 2 で受信処理された信号は、信号処理部 3 0 に入力して、所定の処理を受ける。信号処理部 3 0 は、Bモードデータ生成部 3 1 と、ドブラ信号検出部 3 2 とに入力する。Bモードデータ生成部 3 1 は、入力した信号に基づいてBモードデータを生成する。ドブラ信号検出部 3 2 は、受信部 2 2 から出力された受信信号のうちドブラ信号を検出して、カラードブラデータを生成するカラードブラ生成部 3 3 と、ドブラスペクトルを生成するドブラスペクトラム生成部 3 4 とに出力する。これにより、信号処理部 3 0 から、Bモードデータと、カラードブラデータと、ドブラスペクトルとが表示制御部 5 0 に出力される。

【 0 0 1 2 】

表示制御部 5 0 は、データ記憶部 5 1 と、データ処理部 5 2 とを備えている。データ記憶部 5 1 は、信号処理部 3 0 から出力された各データを一時的に記憶する。データ記憶部 5 1 に一時記憶された各データは、データ処理部 5 2 で、画像処理や重畳などの各種の処理を施されて、表示用データに変換され、表示部 5 5 に出力される。

【 0 0 1 3 】

図 2 を参照して、上記のように構成された本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の動作を説明する。図 2 は、本発明の一実施形態にかかる超音波診断装置の動作の流れを示すフローチャート(図 2 (a))及び最適波形の表示の様子(図 2 (b)、(c))を示す図である。なお、図 2 (a)に示す動作の制御は全てシステム制御部 4 0 で行うので、特に言及しない場合には、当該制御がシステム制御部 4 0 で行われるものとする。

【 0 0 1 4 】

はじめに、モニタ上の信号波形に基づいて、検査者がドブラ波形を認識する(ステップ S 1)。そして、検査者が、速度レンジや基線位置の調整が必要と判断した場合には、装置上のパネル等に配置された自動調整機能スイッチを ON する(ステップ S 2)。なお、この場合において、自動調整機能スイッチはパネル以外のほかの場所に配置されていても良い。また、自動調整機能スイッチを設けずに、システム制御部 4 0 で、速度レンジや基線位置の調整が必要と判断したときに、自動的にこの自動調整機能スイッチを ON したときと同じ振る舞いをするようにしてもかまわない。

【 0 0 1 5 】

自動調整機能スイッチが ON されると、第 1 の判定アルゴリズム中の信号の特性判定アルゴリズムにて、この受信した信号が組織信号なのか血流信号なのかを判定する(ステップ S 3)。図 3 と図 4 を参照して、判定アルゴリズムについて説明する。図 3 は、血流信号と組織信号の相対的關係を示す図であり、図 4 は、左室流入血流信号と組織信号流信号の相対的關係を示す図である。図 3 の血流信号と組織信号の信号強度特性のグラフより、血流信号は組織信号に比べて通常 3 0 ~ 4 0 d B 程度信号強度が小さく、またその周波数特性(速度特性)は、広範囲に分布している。また、図 4 の周波数特性のグラフより、組織信号の周波数特性(速度特性)は、非常に低く(速度が遅く)、通常心エコー検査で考えられる組織の動きは、1 0 c m / s e c 程度であるが、血流速度は 7 0 ~ 1 0 0 c m / s e c 程度である。これらの特性を利用すれば、今、受信している信号が、血流信号なの

10

20

30

40

50

か、組織信号なのかの判別は、例えばしきい値を設定することにより簡単に行うことができるので、自動的に受信信号が血流信号であるか、又は組織信号であるかの判定をすることが可能になる。

【0016】

ステップS3において、受信信号が血流信号であると判定されると、その血流信号が、折り返し現象を起こしていないか、表示領域に適切に表示されているかの判定を行う（ステップS4）。この判定にて、血流信号が適切に表示されているならば（ステップS4の「いいえ」）、繰り返し周波数の変更や基線位置の変更をしないでそのまま完成された波形を表示する（ステップS5、ステップS8）。この場合において、波形表示が適切であっても、さらに感度良く信号を受信することが可能である深さ位置にレンジゲートがある場合には、送受信条件を変更してもかまわない。なお、通常、プローブの周波数帯域に問題なければ、超音波の生体での減衰特性を考慮すると、現在送受信している周波数よりもより低い周波数に遷移して送受信を繰り返して、信号を得たほうが感度よく美しい波形が得られる。

10

【0017】

ステップS4において、血流信号波形が適切でないと判定された場合には（ステップS4の「はい」）、血流波形表示最適化アルゴリズムを起動して（ステップS6）、次に掲げる項目の少なくとも1つを変更・調整する（ステップS7）。なお、下記のパラメータの変更は、全てを同時に変更しても良いし、選択的に検査者の意図に従って変更可能なパラメータを選択しても良い。

20

【0018】

- (1) 速度レンジや基線位置の調整。
- (2) レンジゲート位置に応じて、感度良く受信するための送受信条件の変更。
- (3) 信号回路内の飽和現象の有無を判定し飽和回避のためのゲイン配分の最適化。
- (4) 速度レンジの変更に伴うWall Filterの設定の変更。
- (5) ドブラ波形表示方法に応じて表示内に適切に切の良い心拍数分だけ、例えば、2心拍分、3心拍分表示できるようなスクロールスピードの変更。
- (6) 受信した信号特性によるレンジゲート幅の微調。

これにより、図2(b)に示すような最適な血流波形が表示される（ステップS8）。

【0019】

次に、ステップS3において、信号特性の判定アルゴリズムで組織信号であると判定された場合には（ステップS3の「組織信号」）、その組織信号が折り返し現象を起こしていないか、表示領域に適切に表示されているかの判定を行う（ステップS9）。この判定にて組織信号が適切に表示されているならば、繰り返し周波数の変更や基線位置の変更をしないでそのまま完成された波形を表示する（ステップS10、ステップS13）。この場合において、選択的に波形表示が適切であっても、信号回路内の飽和現象の有無を判定して飽和回避のゲイン配分を再度行ってもかまわない。この設定は、予め検査者の意図に従って何を調整するのかを選択できるようにしても良い。

30

【0020】

ステップS9において、組織信号波形が適切でないと判定された場合には（ステップS9の「はい」）、組織波形表示最適化アルゴリズムを起動して（ステップS11）、ステップS7と同様に、変更可能なパラメータの少なくとも1つを変更・調整する（ステップS12）。この場合において、速度レンジや基線位置を適切に調整すると同時に、シャープで美しい組織信号波形を得るために、送受信条件を変更したりしても良い。なお、通常組織からの受信信号は感度が十分なのでよりビームを絞ることが可能であるより高周波周波数を選択したほうが良い。また、組織信号は、通常10cm/sec程度の速度であるので、血流信号を見る場合に邪魔になるクラッタ信号を除くためのWall Filter設定は低めの方が良い。更に、組織信号を観察する際は心臓の拡張期の信号も収縮期の信号も鮮明に表示させたいので、スクロールスピードは通常血流を見る場合よりも大きくする設定を行う。また同時にレンジゲート幅も通常血流評価時よりも大きくする設定を

40

50

行うことが好ましい。これにより、図2(c)に示すような最適な組織波形が表示される(ステップS13)。

【0021】

従来では、血流信号を診断する場合には、上記のように血流信号解析専用モードを選択した上で各種の設定をマニュアルで調整するか、自動調整させるかを行っており、組織信号を診断する場合には、組織信号解析専用モードを選択する必要があった。これに対し、本実施形態では、この2つのモードを意識することなく、検査者に最適な診断画像を提供することが可能である。なお、ドプラ信号波形の特性だけを利用して血流信号なのか、組織信号なのかを判定しても良いが、同時にカラー情報やB情報も利用して血流信号なのか、組織信号なのかを判定しても良い。図5は、カラー情報を解析する際に使用するパラメータ例の特性図であり、図6は、B情報を解析する際に使用するパラメータ例の特性図である。図5では、速度情報、Power情報、分散情報を利用することが可能であり、図6では、輝度情報(Intensity)を利用することが可能である。

10

【0022】

図5及び図6に示すように、ドプラ信号を取得する場合において、Bモードまたはカラーモードで表示された上にレンジゲートを設定することになるので、設定されたレンジゲートが組織上に配置されているのか、それとも心腔内、いわゆる血流信号が存在するべきであろう位置に配置されているかがわかる。

【0023】

上記のように、本発明によれば、通常血流及び心壁運動の特性を利用することにより、血流と心壁という全く異なる信号に対してもそれぞれに対するモード遷移を行うことなしに、常に最適な送受信条件、速度レンジ、ゼロシフト位置を瞬時に提供することが可能となる。このため、循環器ルーチン検査におけるワークフローを簡便にし、検査効率の向上につながる。このように、血流と組織に対して、それらの信号特性を利用することにより、特に血流解析専用モードと組織解析専用モード間を意図的に切り替えることなく、また折り返しのないドプラスペクトラムを提供すると共に検査者が見やすいドプラスペクトラムを瞬時に自動的に提供することで、検査者の負担を軽減し、診断時間を短縮することができる。また循環器ルーチン検査におけるワークフローをも簡便にし、検査効率の向上につながる。

20

【0024】

本発明は、上記各実施の形態に限ることなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能である。さらに、上記各実施形態には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得る。

30

【0025】

また、例えば各実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図。

【図2】本発明の一実施形態にかかる超音波診断装置の動作の流れを示すフローチャート及び最適波形の表示の様子。

40

【図3】血流信号と組織信号の相対的關係を示す図。

【図4】左室流入血流信号と組織信号流信号の相対的關係を示す図。

【図5】カラー情報を解析する際に使用するパラメータ例の特性図。

【図6】B情報を解析する際に使用するパラメータ例の特性図。

【図7】折り返しが生じる様子を示す図。

【図8】折り返り波形などを適正波形に調整する様子を示す図。

【符号の説明】

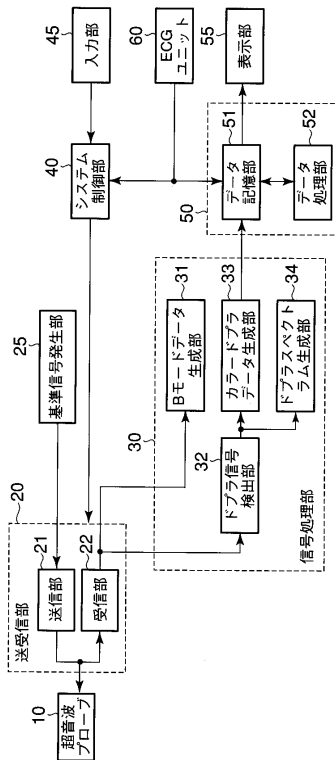
50

【 0 0 2 7 】

- 1 0 ... 超音波プローブ
- 2 0 ... 送受信部
- 2 1 ... 送信部
- 2 2 ... 受信部
- 2 5 ... 基準信号発生部
- 3 0 ... 信号処理部
- 3 1 ... Bモードデータ生成部
- 3 2 ... ドプラ信号検出部
- 3 3 ... カラードプラ生成部
- 3 4 ... ドプラスペクトラム生成部
- 4 0 ... システム制御部
- 4 5 ... 入力部
- 5 0 ... 表示制御部
- 5 2 ... データ処理部
- 5 5 ... 表示部
- 6 0 ... ECGユニット

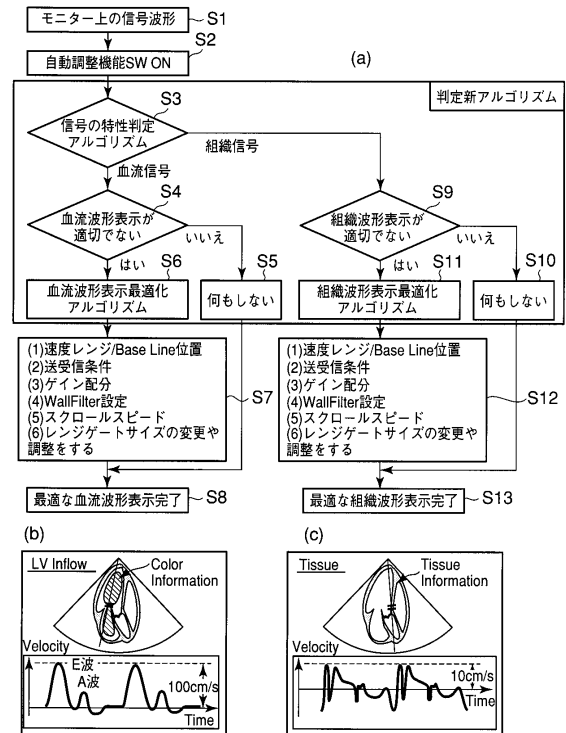
【 図 1 】

図 1



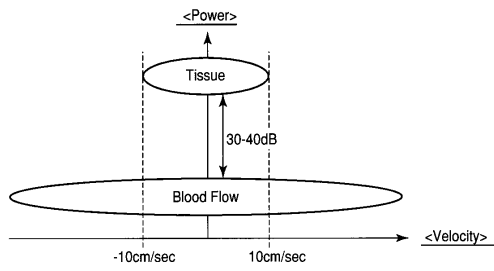
【 図 2 】

図 2



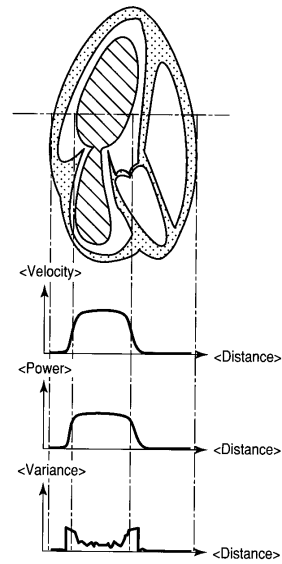
【 3 】

3



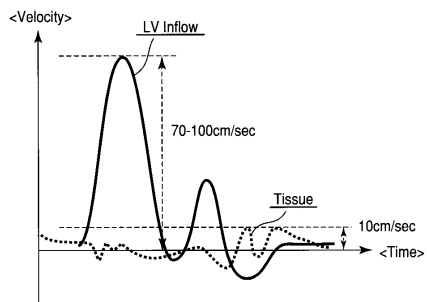
【 5 】

5



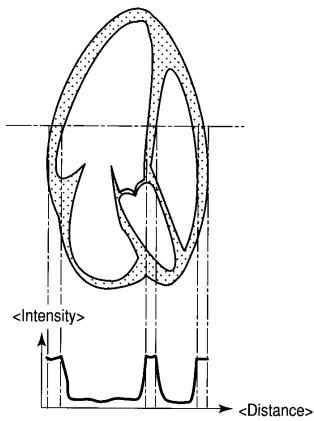
【 4 】

4



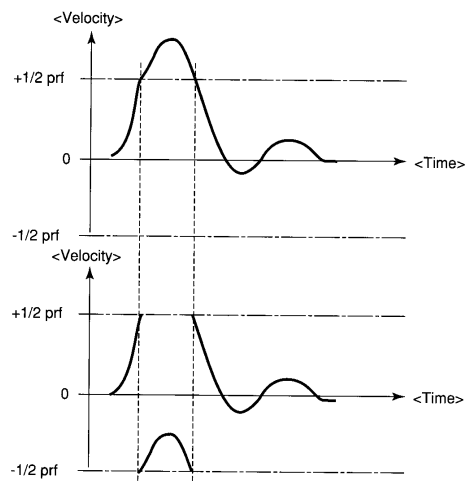
【 6 】

6



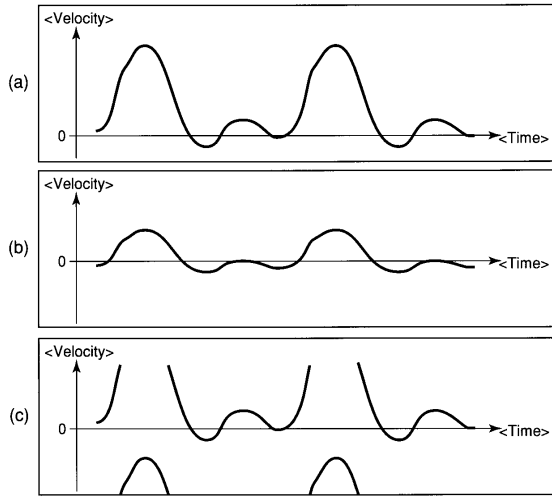
【 7 】

7



【 8 】

8



フロントページの続き

- (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 滝本 雅夫
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 潟口 宗基
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 坂口 文康
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 掛江 明弘
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開平8 - 308843 (J P , A)
特開平9 - 51896 (J P , A)
特開平11 - 285495 (J P , A)
特開2000 - 51215 (J P , A)
特開2001 - 137245 (J P , A)
特開2005 - 185731 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A 6 1 B 8 / 0 6
A 6 1 B 8 / 0 8