

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3631639号

(P3631639)

(45) 発行日 平成17年3月23日(2005.3.23)

(24) 登録日 平成16年12月24日(2004.12.24)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>

A 6 1 B 5/022

F I

A 6 1 B 5/02 3 3 7 H

A 6 1 B 5/02 3 3 7 M

請求項の数 6 (全 8 頁)

|           |                            |           |                     |
|-----------|----------------------------|-----------|---------------------|
| (21) 出願番号 | 特願平11-279304               | (73) 特許権者 | 503360115           |
| (22) 出願日  | 平成11年9月30日(1999.9.30)      |           | 独立行政法人科学技術振興機構      |
| (65) 公開番号 | 特開2001-95766(P2001-95766A) |           | 埼玉県川口市本町4丁目1番8号     |
| (43) 公開日  | 平成13年4月10日(2001.4.10)      | (74) 代理人  | 100107010           |
| 審査請求日     | 平成15年4月11日(2003.4.11)      |           | 弁理士 橋爪 健            |
|           |                            | (72) 発明者  | 陳 文西                |
|           |                            |           | 東京都八王子市横川町108-7-206 |
|           |                            | (72) 発明者  | 小林 登史夫              |
|           |                            |           | 東京都目黒区緑ヶ丘1-10-17    |
|           |                            | (72) 発明者  | 戸川 達男               |
|           |                            |           | 東京都国立市東2-17-31      |
|           |                            | (72) 発明者  | 竹内 靖夫               |
|           |                            |           | 東京都世田谷区中町2-14-4     |
|           |                            | 審査官       | 伊藤 幸仙               |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧測定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

検出された脈波伝播時間信号からノイズを除去することにより、修正脈波伝播時間信号を求める雑音除去処理と、  
前記信号処理により求められた修正脈波伝播時間信号の特定周波数成分を抽出し、抽出された特定周波数成分と血圧校正値により求めた低周波数成分を合成することにより、血圧を求める補正処理と  
を含む血圧測定方法。

【請求項2】

前記補正処理は、所定時間間隔で計測された血圧値を用いて、所定時間間の補間処理を行い連続した低周波成分を生成することを特徴とする請求項1に記載の血圧測定方法。

10

【請求項3】

前記補正処理は、血圧校正値、脈波伝播信号又は修正脈波伝播信号を用いて、連続した低周波成分を生成することを特徴とする請求項1に記載の血圧測定方法。

【請求項4】

前記雑音除去処理は、スパイク状雑音を除去することを特徴とする請求項1乃至3のいずれかに記載の血圧測定方法。

【請求項5】

前記雑音除去処理は、ある区間について、区間内の例外値を除去し、該当区間の前及び/又は後のデータを用いて除去された欠損値を補間することを特徴とする請求項1乃至4の

20

いずれかに記載の血圧測定方法。

【請求項 6】

前記雑音除去処理は、呼吸成分を除去することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の血圧測定方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、血圧測定方法に係り、特に、被測定者に無侵襲で連続的に血圧を計測する血圧測定方法に関する。

【0002】

【従来技術】

従来より、血圧は、上腕の動脈が走っている場所に聴診器を置き、駆血帯に空気を送り込み聴診器でコロトコフ音を聞くことにより測定を行っていた。その他には、橈動脈等にカテーテルを挿し込むことにより、被測定者に対して侵襲的に血圧を計測していた。

【0003】

また、一般に、心拍毎の最高血圧である収縮期血圧 (systolic blood pressure, SBP) と、心電図の R 波のピークから光電脈波の立ち上がり点までの時間間隔である脈波伝播時間 (pulse arrival time, PAT) との関係は、理論的に動脈血管壁の粘弾性効果として説明され、一定の関係があると考えられている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述のような従来のコロトコフ音による測定は、連続的な測定ができず、また、カテーテルによる測定は、被測定者に対して侵襲的となる。

また、PAT の測定は非侵襲的であるが、SBP と PAT との関係には、多くの要因が関連しているので、従来は、不明な点が山積していた。例えば、人工呼吸装置が全身麻酔の手術の下で導入されるとき、SBP 及び PAT の関係は変わってしまった。また、実際の手術中に収集した PAT 信号は S/N が極めて低く、且つ、電気メス等の影響が心電信号に入る場合もあるため、PAT 信号と SBP との関係がはっきりしていない。

【0005】

本発明は、以上の点に鑑み、PAT の変化が収縮期血圧の変化を反映することに注目し、非侵襲で連続的に血圧を測定することを目的とする。また、本発明は、ノイズに埋められている PAT 信号に対して、適当なデジタル処理を施し、有用な情報を抽出することで、正確な血圧の評価を行うことを目的とする。さらに、本発明は、呼吸による影響を抑えて、SBP と PAT との相関関係を明確とした血圧測定方法を提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】

本発明の解決手段によると、

検出された脈波伝播時間信号からノイズを除去することにより、修正脈波伝播時間信号を  
求める雑音除去処理と、

前記信号処理により求められた修正脈波伝播時間信号の特定周波数成分を抽出し、抽出された特定周波数成分と血圧校正値により求めた低周波数成分を合成することにより、血圧  
を求める補正処理と

を含む血圧測定方法を提供する。

【0007】

【発明の実施の形態】

以下に、本発明の血圧測定方法について詳述する。

図 1 に、本発明に係る血圧測定方法のフローチャートを示す。

まず、脈波伝播時間 PAT を求める (S10)。図 2 に、脈波伝播時間 PAT の説明図を

10

20

30

40

50

示す。図2中、上のグラフ(実線)は、ECG(Electrocardiogram)とよばれる心電図信号を示す。下のグラフ(一点鎖線)は、PPG(Photoplethysmogram)と呼ばれる光電脈波信号を示す。測定では、心電図R波のピークを検出し、また、連続二つのR波ピークの間にある光電脈波の立ち上がり点を検出する。心電図R波ピークから光電脈波の立ち上がり点までの時間を求め、これを脈波伝播時間PATとする。

#### 【0008】

図3に、検出したPAT信号の説明図を示す。上のグラフがPAT信号、下のグラフがSBP信号をそれぞれ示す。このように、一般に、手術中等で長時間にわたって収集したPAT信号は、S/Nが大変低く、且つ、電気メス等の影響が心電図信号に入る場合もあるため、検出したPAT信号は強いスパイク状ノイズに埋もれてしまう。これでは、PATとSBPの関係を求めることは極めて困難である。

10

#### 【0009】

そこで、つぎに、本発明では、ノイズに埋められているPAT信号に対して、適当なデジタル処理を施し、有用な情報を抽出して正確な評価をするために、PATの雑音除去処理を実行する(S20)。雑音除去処理としては、例えば、スパイク状雑音除去、例外値検出・除去と欠損値補間、呼吸成分除去等である。これらのうち、全ての方法を用いてもよいし、必要に応じて適宜の方法を選択して用いて雑音除去を行ってもよい。

#### 【0010】

図4に、スパイク状雑音除去の説明図を示す。画像のスパイク状ノイズ(Salt and Pepperノイズ)を除去するために、例えばメディアンフィルタを使用する。これにより、孤立的なスパイク雑音を除去することができる。なお、PATとSBPとの相関係数は、一例として、-0.25を示した。

20

このようにして、幅の狭いスパイクノイズが除去されたが、幅の広いスパイクはまだ残っている。そこで、例外値検出・除去と欠損値補間の処理を実行する。

#### 【0011】

図5に、例外値検出・除去と欠損値補間の説明図を示す。この処理では、メディアンフィルタ等で除去できない幅の広いスパイクノイズを微分フィルタで検出して、その区間内のデータを削除する。さらに、スプライン関数等で該当区間前後のデータを用いて、削除された欠損値を補間する。このような、非線形フィルタを使用することは、雑音除去に極めて有効である。この処理により、有用信号に混入した雑音を有効に除去すると同時に、細かな微妙の変化も再現できる。なお、PATとSBPとの相関係数は、一例として、-0.84を示した。

30

#### 【0012】

さらに、呼吸成分を除去する処理を実行する。図6に、呼吸成分除去についての説明図を示す。この処理では、例えば、ウェーブレット(Wavelet)変換を利用した、ウェーブレットフィルタを用いることができる。これにより、PAT信号を平滑化することができる。なお、PATとSBPとの相関係数は、一例として、-0.87を示した。

つぎに、雑音除去処理がほどこされた修正PAT信号について、さらにSBPとの相関を良くするように補正処理を実行する(S30)。

40

#### 【0013】

図7に、補正処理の説明図を示す。また、図8に、収縮期血圧推定プロセスの説明図を示す。

まず、修正PAT信号(図8(a))の値を統一のサンプリング周波数(例えば、1Hz)にリスケールする。リスケールしたPAT(Rescaled Pulse Arrival Time, RPAT)信号に基づき、バンドパスフィルタで帯域限定成分BLCを生成する(図8(b))。すなわち、リスケールした脈波伝播時間RPATが、バンドパスフィルタ31に入力される。収縮期血圧の推定精度はバンドパスフィルタ31のパラメータと校正間隔 $T_c$ に依存する。バンドパスフィルタ31のパラメータの最適選択は、例えば、ハイカットオフ周波数 $F_H = 0.004\text{ Hz}$ 、ローカットオフ周波数 $F_L = 0$

50

． 0 0 0 5 3 H z であり、また、 $T_c = 5 \text{ min}$ である。これらの値は、実際応用時の目的、要求等により、適宜の値を用いることができる。バンドパスフィルタ 3 1 から、帯域限定成分 B L C が出力される。帯域限定成分 B L C は、短時間内における収縮期血圧の変化分を追跡する。

#### 【 0 0 1 4 】

一方、例えば、線形補間方法等を用いた収縮期血圧校正値より、低周波数成分 L F C ( 図 8 ( c ) ) を生成する。具体的には、まず、血圧校正値が補間処理部 3 2 に入力される。例えば、補間処理部 3 2 は、コトコフ音を利用した間接的血圧測定等により所定時間間隔で計測された収縮期血圧を用いて、測定間の補間処理を行い連続した低周波成分を生成する。または、補間処理部 3 2 は、脈波伝播信号又は修正脈波伝播信号等を用いて、連続した低周波成分を生成するようにしてもよい。なお、図 8 中、I S B P ( I n v a s i v e S y s t o l i c b l o o d p r e s s u r e ) 信号は、侵襲的に測定した S B P 信号、即ち、観血式収縮期血圧を示す。補間処理部 3 2 は、このようにして、低周波数成分 L F C を出力する。低周波数成分 L F C は、長時間の間に収縮期血圧 S B P のトレンドを推定する。

10

#### 【 0 0 1 5 】

つぎに、B L C 成分と L F C 成分を加算することによって、収縮期血圧 S B P を推定する。すなわち、加算部 3 3 は、脈波伝播時間の帯域限定成分 B L C と、一定時間間隔で計測された校正値により求められた低周波数成分 L F C とを合成する。このようにして、連続的に収縮期血圧 S B P が推定され、推定した収縮期血圧 E S B P ( 図 8 ( d ) ) を出力する ( S 4 0 ) 。

20

#### 【 0 0 1 6 】

つぎに、実際の測定結果について説明する。

測定された信号は、4 歳から 7 7 歳までの広い範囲の年齢で、2 0 例 ( 男 1 4 例、女 6 例 ) を対象とした。疾患は、狭心症、心房中隔欠損、解離性大動脈瘤、心室中隔欠損、ファロー四徴症、等の心臓血管の病気を計測対象とした。P A T 信号を求めるための測定信号は、胸部 V<sub>5</sub> 誘導心電図の信号、指尖光電脈波 ( P h o t o p l e t h y s m o g r a m 、 P P G ) 信号 ( 左食指等 ) である。この他に、肢誘導 I I 心電図等を用いることもできる。解析データ長として、測定時間 4 2 時間 2 7 分、心拍数 2 0 6 , 5 1 9 である。また、推定した結果を評価するための血圧基準値は、左橈動脈カテーテルより計測した。

30

#### 【 0 0 1 7 】

図 9 に、推定した収縮期血圧 E S B P のサンプルの説明図を示す。

図より、観血式収縮期血圧 I S B P は、推定した収縮期血圧 E S B P とよく相関していることがわかる。この例では、推定誤差 E r r S B P は、ほぼ 7 % 以内となっている。なお、推定誤差 E r r S B P は、以下の式で求めたものである。 $E r r S B P = 1 0 0 * ( E S B P - I S B P ) / I S B P$

#### 【 0 0 1 8 】

つぎに、図 1 0 に、2 0 例について求めた結果の誤差分布図を示す。

この図では、誤差範囲とその確率は、次の通りである。すなわち、誤差範囲  $\pm 0 \%$  は確率 3 8 . 8 %、誤差範囲  $\pm 1 0 \%$  は確率 9 7 . 8 %、また、誤差範囲  $\pm 1 6 \%$  は確率 9 9 . 4 % である。なお、校正間隔  $T_c$  は、5 分とした。このように、推定した収縮期血圧 E S B P の誤差特性は、平均誤差がゼロで、かなり良い正規分布となっている。

40

#### 【 0 0 1 9 】

以上のように、P A T 信号に混入された雑音を除去した結果、有意で微妙な P A T 信号の経時的変化が明らかになった。また、比較的短期間又は S B P が安定している間では、血管特性の大きな変化が認められないため、P A T が良く S B P に追従していて、良好な線形関係が見られる。

#### 【 0 0 2 0 】

##### 【 発明の効果 】

本発明によると、以上のように、P A T の変化が収縮期血圧の変化を反映することに注目

50

し、非侵襲で連続的に血圧を測定することができる。また、本発明によると、ノイズに埋められているPAT信号に対して、適当なデジタル処理を施し、有用な情報を抽出することで、正確な血圧の評価を行うことができる。さらに、本発明によると、呼吸による影響を抑えて、SBPとPATとの相関関係を明確とした血圧測定方法を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る血圧測定方法のフローチャート。

【図2】脈波伝播時間PATの説明図。

【図3】検出したPAT信号の説明図。

【図4】スパイク状雑音除去の説明図。

【図5】例外値検出・除去と欠損値補間の説明図。

【図6】呼吸成分除去についての説明図。

【図7】補正処理の説明図。

【図8】収縮期血圧測定プロセスの説明図。

【図9】推定した収縮期血圧ESBPのサンプルの説明図。

【図10】誤差分布図。

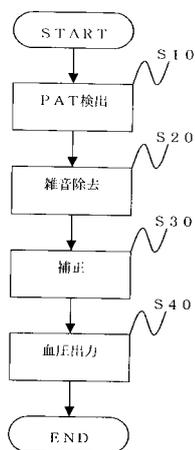
【符号の説明】

- S 1 0 PAT検出処理
- S 2 0 雑音除去処理
- S 3 0 補正処理
- S 4 0 血圧出力処理
- 3 1 バンドパスフィルタ
- 3 2 補間処理部
- 3 3 加算部

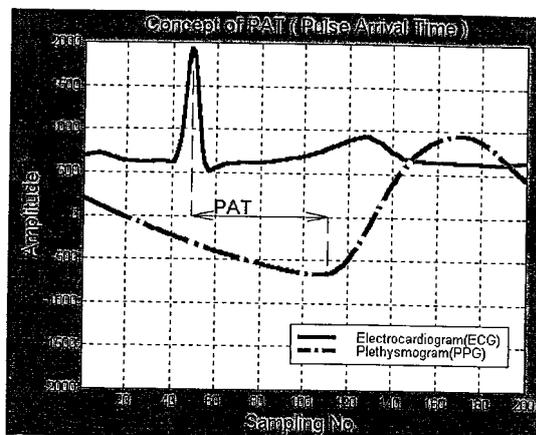
10

20

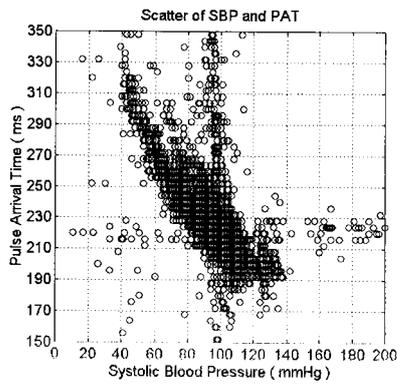
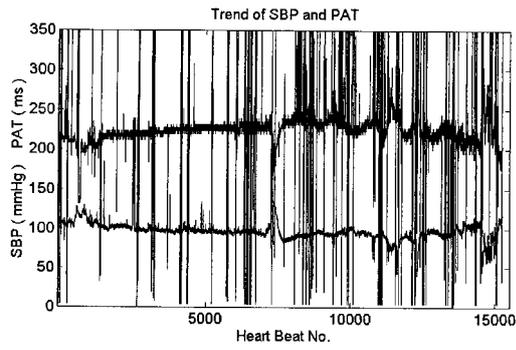
【図1】



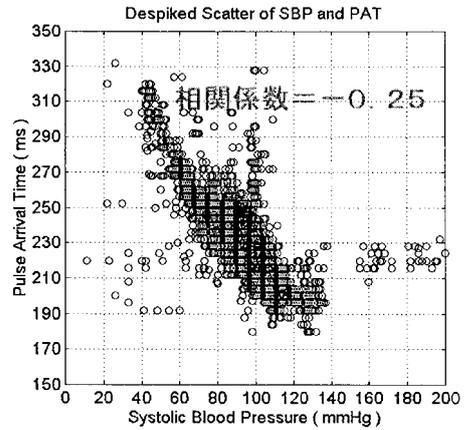
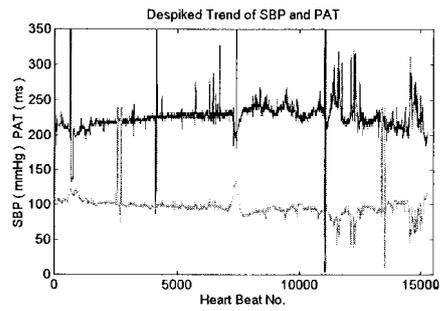
【図2】



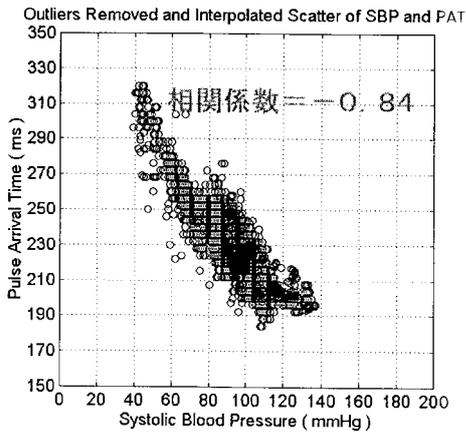
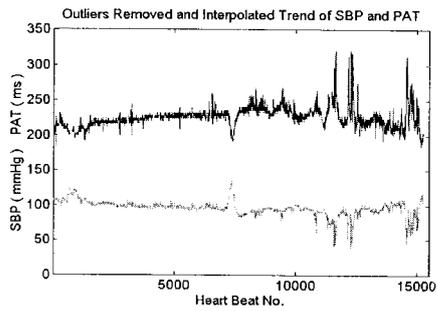
【 図 3 】



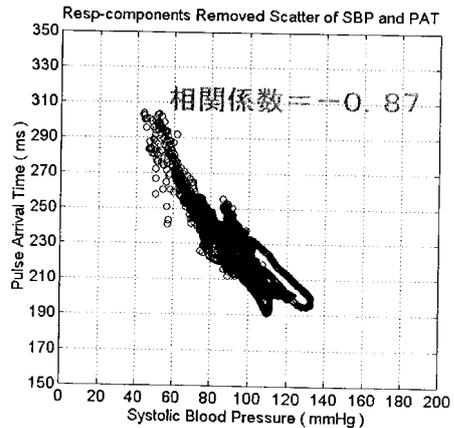
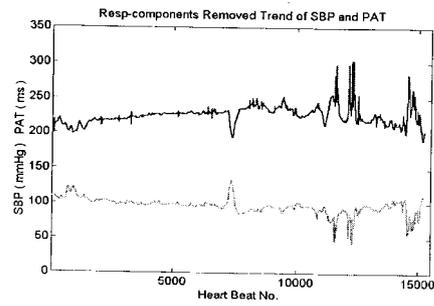
【 図 4 】



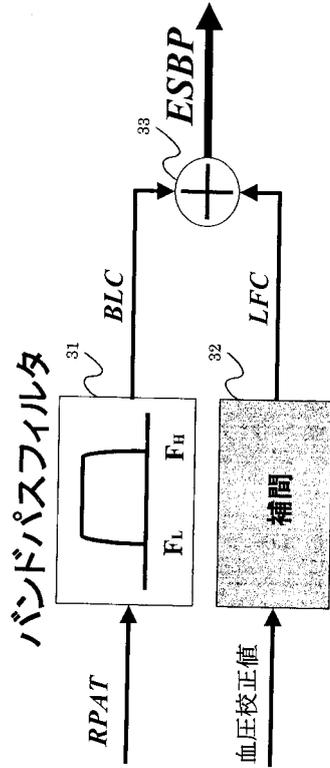
【 図 5 】



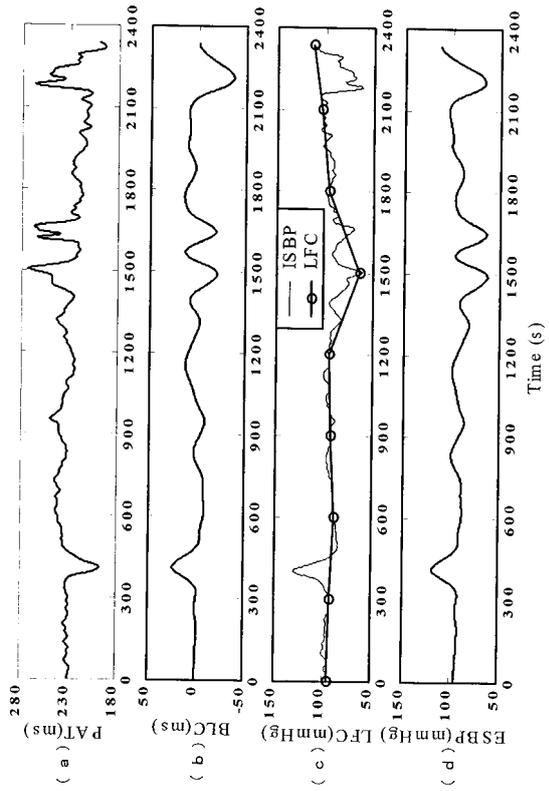
【 図 6 】



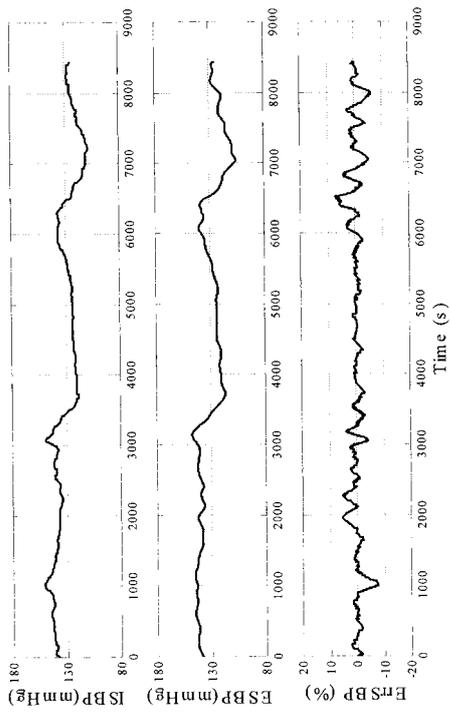
【 図 7 】



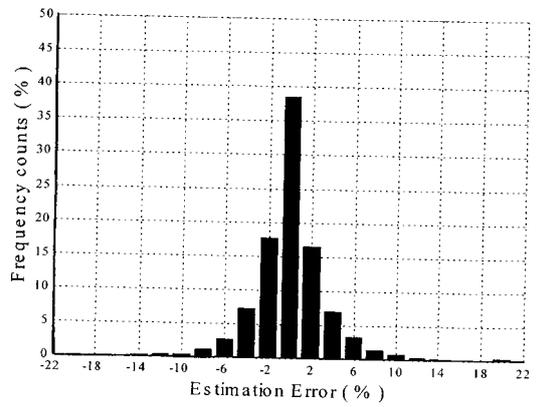
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平08-066377(JP,A)  
特開平10-066680(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.<sup>7</sup>, DB名)  
A61B 5/02 - 5/03