

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7229736号

(P7229736)

(45)発行日 令和5年2月28日(2023.2.28)

(24)登録日 令和5年2月17日(2023.2.17)

(51)国際特許分類

A 6 1 B 5/308(2021.01)

F I

A 6 1 B 5/308

請求項の数 6 外国語出願 (全9頁)

(21)出願番号	特願2018-223190(P2018-223190)	(73)特許権者	511099630
(22)出願日	平成30年11月29日(2018.11.29)		バイオセンス・ウェブスター・(イスラエル)・リミテッド
(65)公開番号	特開2019-98179(P2019-98179A)		Biosense Webster (Israel), Ltd.
(43)公開日	令和1年6月24日(2019.6.24)		イスラエル国 2066717 ヨークナム、ハトヌファ・ストリート 4
審査請求日	令和3年10月29日(2021.10.29)	(74)代理人	100088605
(31)優先権主張番号	15/827,007		弁理士 加藤 公延
(32)優先日	平成29年11月30日(2017.11.30)	(74)代理人	100130384
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		弁理士 大島 孝文
		(72)発明者	アサフ・ゴバリ
			イスラエル国、2066717 ヨークナム、ハトヌファ・ストリート 4、ピー・オー・ボックス 275
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 心電図信号を高速復元する方法及び装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

心電図(E C G)装置であって、
患者のウィルソン・セントラル・ターミナル(W C T)の生体心電信信号を受信するための入力と、

前記生体心電信信号に相殺信号を加えることによって補償された生体心電信信号を生成する加算器と、

デジタルプロセッサにデジタル化されたバージョンの前記加算器からの出力に基づく信号を提供するためのアナログ - デジタル変換器と、を備え、

前記デジタルプロセッサが、前記補償された生体心電信信号を反映する E C G を生成し、
また、前記デジタル化された加算器からの出力に基づく信号に含まれるペーシング信号寄与を相殺させる前記相殺信号に対応するデジタル信号をデジタル - アナログ変換器に出力するように構成され、

前記デジタル - アナログ変換器が、前記デジタル化されている前記相殺信号に対応するアナログバージョンの前記相殺信号を前記加算器に提供するように構成され、それによって、前記生体心電信信号内のペーシング信号寄与が相殺された E C G が、前記デジタルプロセッサによって生成される、心電図装置。

【請求項2】

前記補償された生体心電信信号が、前記アナログ - デジタル変換器への前記入力として、差動増幅器構成において、演算増幅器を介して、心内信号と組み合わせられることで、前記

10

20

加算器からの出力に基づく信号が生成される、請求項 1 に記載の心電図装置。

【請求項 3】

前記デジタルプロセッサが、10 分の数秒の時間にわたるマイクロボルトの信号を反映するグラフ形式において、前記補償された生体心電信号を反映する前記 ECG を生成する、請求項 2 に記載の心電図装置。

【請求項 4】

心電図 (ECG) を生成する方法であって、

患者のウィルソン・セントラル・ターミナル (WCT) の生体心電信号を受信することと、
加算器において、前記生体心電信号に相殺信号を加算することによって補償された生体心電信号を生成することと、

デジタル化されたバージョンの前記加算器からの出力に基づく信号をデジタルプロセッサに提供することと、を含み、

前記デジタルプロセッサが、前記補償された生体心電信号を反映する ECG を生成し、また、前記デジタル化された加算器からの出力に基づく信号に含まれるペーシング信号寄与を相殺させる前記相殺信号に対応するデジタル信号をデジタル - アナログ変換器に出力し、

前記デジタル - アナログ変換器が、前記デジタル化されている前記相殺信号に対応するアナログバージョンの前記相殺信号を前記加算器に提供し、それによって、前記生体心電信号内のペーシング信号寄与が相殺された ECG が、前記デジタルプロセッサによって生成される、方法。

【請求項 5】

前記補償された生体心電信号が、前記デジタルプロセッサに前記デジタル化されたバージョンの前記補償された生体心電信号を提供するアナログ - デジタル変換器への前記入力として、差動増幅器構成において、演算増幅器を介して、心内信号と組み合わせられることで、前記加算器からの出力に基づく信号が生成される、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記デジタルプロセッサが、10 分の数秒の時間にわたるマイクロボルトの信号を反映するグラフ形式において、前記補償された生体心電信号を反映する前記 ECG を生成する、請求項 5 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

電子心電図 (electrocardiogram、ECG) 信号の高速復元方法及び装置を提供する。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0002】

1 つの実施形態において、ECG 装置は、患者の生体心拍動曲線信号を受信するための入力と、患者の生体心拍動曲線信号の補償された生体心拍動曲線信号を選択的に生成するための補償信号コンパイナを含む。アナログ - デジタル変換器は、デジタル化されたバージョンの補償された生体心拍動曲線信号をデジタルプロセッサに提供する。デジタルプロセッサは、補償された生体心拍動曲線信号を反映する ECG を生成し、更に、デジタル化された補償された生体心拍動曲線信号の高周波応答に対応するデジタル信号をデジタル - アナログ変換器に出力する。デジタル - アナログ変換器は、デジタル化された補償された生体心拍動曲線信号の高周波応答に対応するアナログバージョンのデジタル信号を補償信号コンパイナに提供して、高周波スパイクに対する患者の生体心拍動曲線信号の低い応答を補償する。生体心拍動曲線信号内のペーシング信号寄与が相殺された、結果として生じる ECG が、デジタルプロセッサによって生成される。

【0003】

好ましくは、入力は、患者のウィルソン結合電極 (Wilson Central Terminal、WC

10

20

30

40

50

T) の生体心拍動曲線信号を受信するように構成される。また、補償信号コンパイナは、1つの実施形態において、加算器である。患者の生体心拍動曲線信号の補償された生体心拍動曲線信号は、アナログ - デジタル変換器への入力として、差動増幅器構成において、演算増幅器を介して、心内信号と組み合わせることができる。プロセッサは、10分の数秒の時間にわたるマイクロボルトの信号を反映するグラフ形式において、補償された生体心拍動曲線信号を反映するECGを生成するように構成することができる。

【0004】

別の実施形態では、心電図(ECG)を生成する方法を提供する。患者の生体心拍動曲線信号を受信する。患者の生体心拍動曲線信号の補償された生体心拍動曲線信号を選択的に生成する。デジタル化されたバージョンの補償された生体心拍動曲線信号をデジタルプロセッサに提供する。デジタルプロセッサは、補償された生体心拍動曲線信号を反映するECGを生成し、そして、デジタル化された補償された生体心拍動曲線信号の高周波応答に対応するデジタル信号をデジタル - アナログ変換器に出力する。生体心拍動曲線信号と組み合わせられる、デジタル化された補償された生体心拍動曲線信号の高周波応答に対応するアナログバージョンのデジタル信号を提供して、高周波スパイクに対する患者の生体心拍動曲線信号の低い応答を補償する、デジタル - アナログ変換器。生体心拍動曲線信号内のペーシング信号寄与が相殺された、結果として生じるECGが、デジタルプロセッサによって生成される。

【0005】

好ましくは、ウィルソン結合電極(WCT)の生体心拍動曲線信号は、患者の生体心拍動曲線信号として受信する。また、デジタル化された補償された生体心拍動曲線信号の高周波応答に対応するアナログバージョンのデジタル信号は、1つの実施形態において、生体心拍動曲線信号に加えられて、補償された生体心拍動曲線信号を生成する。

【0006】

患者の生体心拍動曲線信号の補償された生体心拍動曲線信号は、デジタル化されたバージョンの補償された生体心拍動曲線信号をデジタルプロセッサに提供するアナログ - デジタル変換器への入力として、差動増幅器構成において、演算増幅器を介して、心内信号と組み合わせることができる。プロセッサは、10分の数秒の時間にわたるマイクロボルトの信号を反映するグラフ形式において、補償された生体心拍動曲線信号を反映するECGを生成することができる。

【0007】

本発明の他の目的及び利点は、当業者には図面及び以下の詳細な説明から明らかであろう。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】従来の教示に基づくECGシステムの概略図である。

【図2】本発明の教示に従うECGシステムの概略図である。

【図3(A)】ECGに関連する信号の実例を示す図である。

【図3(B)】ECGに関連する信号の実例を示す図である。

【図3(C)】ECGに関連する信号の実例を示す図である。

【図4】本発明の教示に従って心電図(ECG)を生成する方法のフロー図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

本発明は、ECGのシステム及び方法に関する。発明者が認識したところでは、電気生理学の医師は、ペーシングによって生じる干渉信号を補償する、改良されたECGシステムを必要としている。

【0010】

ペースパルスの検出を含むECG監視システムは、当該技術分野において既知である。例えば、米国特許第5,682,902号(Herleikson)を参照されたい。そのような標準的なECG入力システムは、アナログ - デジタル信号処理を利用する。ペー

10

20

30

40

50

シング信号は、デジタル信号の解析を通して検出することができる。Herleiksonなどの従来のECGシステムにおいて、ペースパルス信号は、指定又は算出された時間にわたって、選択された平坦な信号と交換することによって除去することができる。発明者が認識したところでは、電気生理学の医師は、ペーシングによって生じる干渉信号をより正確に補償する、改良されたECGシステムの利益を享受することができる。

【0011】

従来の方法論と一致して、ECGシステム10は、例えば、戻り接地電極に関して測定した3つのアクティブな四肢電極電圧を平均する患者のウィルソン結合電極（「WCT」）の心電図信号を処理するように構築することができる。図1に例示されるように、WCT信号は、アナログ-デジタル変換器16への入力として、差動増幅器構成15において、演算増幅器12を介して、心内信号14と組み合わせることができる。次いで、アナログ-デジタル変換器16のデジタル出力を、Herleiksonによって教示される処理に対応するような従来の様態で、プロセッサ18によって処理して、WCT信号に対応するECGを生成する。

10

【0012】

しかしながら、WCT信号がペーシング電荷を含むときに、デジタル化された信号の従来の処理を使用するシステム10によって生成されるECGは、ペーシング信号の従来の処理のため、部分的に歪曲される。

【0013】

本発明は、より正確なECGが生成されるようにペーシング電荷を相殺するためのデジタル-アナログ補償値を実装する、改善されたECGシステムを提供する。図2を参照すると、図1のシステム10に類似する、アナログ-デジタル変換器16及び関連するプロセッサ18を利用してペーシングを検出する、例示的な高速復元ECG入力システム20が提供される。しかしながら、図2の修正されたシステム20のプロセッサ18は、WTC信号がペーシング電荷を含むときにペーシング電荷を相殺する追加のDC値信号21と組み合わせた後に、WCT信号を処理するように構成される。

20

【0014】

出願人らは、ペーシング信号が適用されると、WTC信号が、電子機器ペーシングパルスから生じるかなり低い周波数成分と高い周波数成分の両方を含むことを認識した。図2に例示されるように、WTC信号は、加算器22を通過し、当該加算器は、相殺信号21を加えて、高周波スパイクに対するWTC信号の低い応答を補償する。加算器の後の「補償された」WTC信号23は、差動増幅器構成15において、心内信号14と共に、演算増幅器12を介して、アナログ-デジタル変換器16に提供される。次いで、アナログ-デジタル変換器16のデジタル出力がデジタルプロセッサ18に提供される。

30

【0015】

アナログ-デジタル変換器16のデジタル出力を、Herleiksonによって教示される処理に対応するような従来の様態で、プロセッサ18によって処理して、補償されたWCT信号に対応するECGを生成する。しかしながら、加えて、アナログ-デジタル変換器16から受信したデジタル信号の高周波応答は、プロセッサ18によって使用され、デジタル補償信号25を作成する。デジタル補償信号25は、デジタル-アナログ変換器24を通過して、WTC信号に加えられるアナログ信号21を提供する。相殺信号21をWTC信号に加えた結果として、プロセッサ18に、ECGが補償されたWTC信号23に基づいているので生体心電図内のペーシング信号寄与が相殺された、ECGを生成させる。

40

【0016】

WTC信号がペーシングパルスを含むときに顕著であるWTC信号の高周波応答は、プロセッサ18によって、デジタル補償信号25を生成するように決定され、当該信号は、デジタル-アナログ変換器24に送給されて、WTC信号に加えられる補償信号21を提供する。プロセッサ18によってペーシングアーチファクトが検出されると、短い平均化ウィンドウを使用して、常時オフセットを伴わない信号を保つことができる。デジタル-

50

アナログ変換器 24 に入力されたデジタル補償信号 25 は、ステップを回避するために平滑化される。

【0017】

相殺信号を適用した、及び適用しない両方の、結果として生じる心電図信号グラフを図 3A 及び C に例示する。図 3A は、相殺を伴わない WTC 信号を反映し、図 3C は、高速復元 ECG 入力システム 20 のペースパルスの相殺を利用する、結果として生じる ECG を例示する。参考として、図 3B は、WTC 信号内のペースパルス信号に対する ECG チャネル応答を反映して提供される。グラフは、1 秒にわたる信号のマイクロボルト (μV) を反映する。

【0018】

図 4 を参照すると、図 3C で表される ECG を生成するための例示的な方法が提供される。ステップ 41 で、患者の生体心拍動曲線信号を受信する。ステップ 43 で、アナログ補償信号を患者の生体心拍動曲線信号に加えることによって、補償された生体心拍動曲線信号を生成する。ステップ 45 で、デジタル化されたバージョンの補償された生体心拍動曲線信号をデジタルプロセッサに提供する。ステップ 47 で、デジタルプロセッサは、補償された生体心拍動曲線信号を反映する ECG を生成し、そして、デジタル化された補償された生体心拍動曲線信号の高周波応答に対応するデジタル信号をデジタル - アナログ変換器に出力する。ステップ 49 で、デジタル - アナログ変換器は、ステップ 43 で生体心拍動曲線信号と組み合わせられる、デジタル化された補償された生体心拍動曲線信号の高周波応答に対応するアナログバージョンのデジタル信号を提供して、高周波スパイクに対する患者の生体心拍動曲線信号の低い応答を補償し、それによって、生体心拍動曲線信号内のペーシング信号寄与が相殺された ECG が、デジタルプロセッサによって生成される。

【0019】

本出願において引用される全ての参考文献は、あたかも完全に記載されているかのように、参照により本明細書に組み込まれる。当業者には、本明細書で述べられる本発明の趣旨又は範囲から逸脱することなく、説明される実施形態に数多くの変更及び修正を行うことができることが認識されるであろう。

【0020】

〔実施の態様〕

(1) 心電図 (ECG) 装置であって、

患者の生体心拍動曲線信号 (biometric cardiogram signal) を受信するための入力と、

前記患者の前記生体心拍動曲線信号の補償された生体心拍動曲線信号を選択的に生成するための補償信号コンバイナと、

デジタルプロセッサにデジタル化されたバージョンの前記補償された生体心拍動曲線信号を提供するためのアナログ - デジタル変換器と、を備え、

前記デジタルプロセッサが、前記補償された生体心拍動曲線信号を反映する ECG を生成し、また、前記デジタル化された補償された生体心拍動曲線信号の高周波応答に対応するデジタル信号をデジタル - アナログ変換器に出力するように構成され、

前記デジタル - アナログ変換器が、前記デジタル化された補償された生体心拍動曲線信号の高周波応答に対応するアナログバージョンの前記デジタル信号を前記補償信号コンバイナに提供して、高周波スパイクに対する前記患者の前記生体心拍動曲線信号の低い応答を補償するように構成され、それによって、前記生体心拍動曲線信号内のペーシング信号寄与が相殺された ECG が、前記デジタルプロセッサによって生成される、心電図装置。

(2) 前記入力、患者のウィルソン結合電極 (WCT) の生体心拍動曲線信号を受信するように構成されている、実施態様 1 に記載の ECG 装置。

(3) 前記補償信号コンバイナが、加算器である、実施態様 2 に記載の ECG 装置。

(4) 前記患者の前記生体心拍動曲線信号の前記補償された生体心拍動曲線信号が、前記アナログ - デジタル変換器への前記入力として、差動増幅器構成において、演算増幅器を介して、心内信号と組み合わせられる、実施態様 3 に記載の ECG 装置。

10

20

30

40

50

(5) 前記プロセッサが、10分の数秒の時間にわたるマイクロボルトの信号を反映するグラフ形式において、前記補償された生体心拍動曲線信号を反映する前記ECGを生成する、実施態様4に記載のECG装置。

【0021】

(6) 前記補償信号コンパイナが、加算器である、実施態様1に記載のECG装置。

(7) 前記患者の前記生体心拍動曲線信号の前記補償された生体心拍動曲線信号が、前記アナログ-デジタル変換器への前記入力として、差動増幅器構成において、演算増幅器を介して、心内信号と組み合わせられる、実施態様6に記載のECG装置。

(8) 前記プロセッサが、10分の数秒の時間にわたるマイクロボルトの信号を反映するグラフ形式において、前記補償された生体心拍動曲線信号を反映する前記ECGを生成する、実施態様7に記載のECG装置。

10

(9) 前記患者の前記生体心拍動曲線信号の前記補償された生体心拍動曲線信号が、前記アナログ-デジタル変換器への前記入力として、差動増幅器構成において、演算増幅器を介して、心内信号と組み合わせられる、実施態様1に記載のECG装置。

(10) 前記プロセッサが、10分の数秒の時間にわたるマイクロボルトの信号を反映するグラフ形式において、前記補償された生体心拍動曲線信号を反映する前記ECGを生成する、実施態様9に記載のECG装置。

【0022】

(11) 心電図(ECG)を生成する方法であって、

患者の生体心拍動曲線信号を受信することと、

20

前記患者の前記生体心拍動曲線信号の補償された生体心拍動曲線信号を選択的に生成することと、

デジタル化されたバージョンの前記補償された生体心拍動曲線信号をデジタルプロセッサに提供することと、を含み、

前記デジタルプロセッサが、前記補償された生体心拍動曲線信号を反映するECGを生成し、また、前記デジタル化された補償された生体心拍動曲線信号の高周波応答に対応するデジタル信号をデジタル-アナログ変換器に出力し、

前記デジタル-アナログ変換器が、前記生体心拍動曲線信号と組み合わせられる、前記デジタル化された補償された生体心拍動曲線信号の高周波応答に対応するアナログバージョンの前記デジタル信号を提供して、高周波スパイクに対する前記患者の前記生体心拍動曲線信号の低い応答を補償し、それによって、前記生体心拍動曲線信号内のペーシング信号寄与が相殺されたECGが、前記デジタルプロセッサによって生成される、方法。

30

(12) ウィルソン結合電極(WCT)の生体心拍動曲線信号が、前記患者の前記生体心拍動曲線信号として受信される、実施態様11に記載の方法。

(13) 前記デジタル化された補償された生体心拍動曲線信号の高周波応答に対応する前記アナログバージョンの前記デジタル信号が、生体心拍動曲線信号に加えられて、前記補償された生体心拍動曲線信号を生成する、実施態様12に記載の方法。

(14) 前記患者の前記生体心拍動曲線信号の前記補償された生体心拍動曲線信号が、前記デジタルプロセッサに前記デジタル化されたバージョンの前記補償された生体心拍動曲線信号を提供するアナログ-デジタル変換器への前記入力として、差動増幅器構成において、演算増幅器を介して、心内信号と組み合わせられる、実施態様13に記載の方法。

40

(15) 前記プロセッサが、10分の数秒の時間にわたるマイクロボルトの信号を反映するグラフ形式において、前記補償された生体心拍動曲線信号を反映する前記ECGを生成する、実施態様14に記載の方法。

【0023】

(16) 前記デジタル化された補償された生体心拍動曲線信号の高周波応答に対応する前記アナログバージョンの前記デジタル信号が、生体心拍動曲線信号に加えられて、前記補償された生体心拍動曲線信号を生成する、実施態様11に記載の方法。

(17) 前記患者の前記生体心拍動曲線信号の前記補償された生体心拍動曲線信号が、前記デジタルプロセッサに前記デジタル化されたバージョンの前記補償された生体心拍動

50

曲線信号を提供するアナログ - デジタル変換器への前記入力として、差動増幅器構成において、演算増幅器を介して、心内信号と組み合わせられる、実施態様 16 に記載の方法。

(18) 前記プロセッサが、10 分の数秒の時間にわたるマイクロボルトの信号を反映するグラフ形式において、前記補償された生体心拍動曲線信号を反映する前記 ECG を生成する、実施態様 17 に記載の方法。

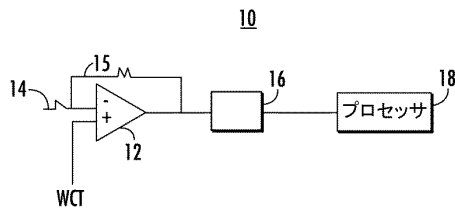
(19) 前記患者の前記生体心拍動曲線信号の前記補償された生体心拍動曲線信号が、前記デジタルプロセッサに前記デジタル化されたバージョンの前記補償された生体心拍動曲線信号を提供するアナログ - デジタル変換器への前記入力として、差動増幅器構成において、演算増幅器を介して、心内信号と組み合わせられる、実施態様 11 に記載の方法。

(20) 前記プロセッサが、10 分の数秒の時間にわたるマイクロボルトの信号を反映するグラフ形式において、前記補償された生体心拍動曲線信号を反映する前記 ECG を生成する、実施態様 19 に記載の方法。

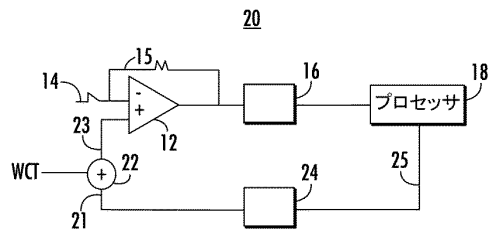
10

【図面】

【図 1】

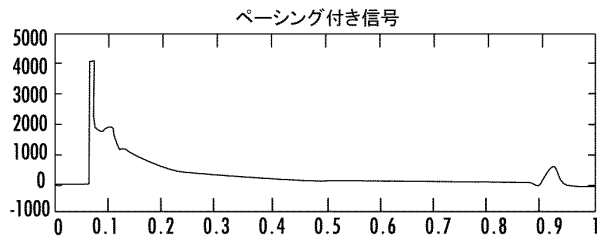


【図 2】

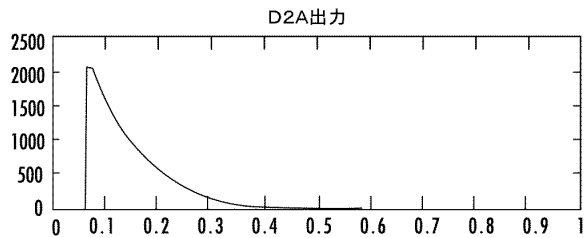


20

【図 3 (A)】



【図 3 (B)】

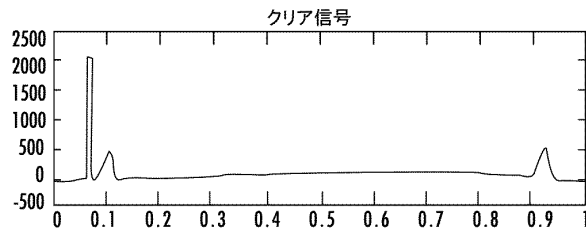


30

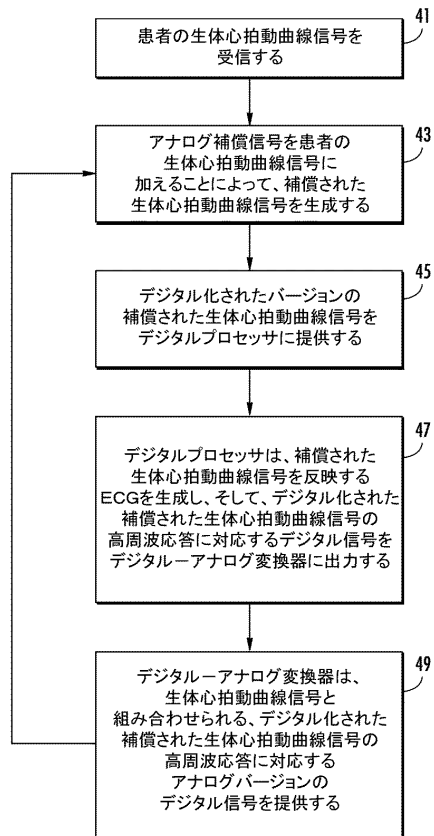
40

50

【図 3 (C)】



【図 4】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 米国特許第 0 5 2 0 5 2 9 4 (U S , A)
特開平 0 9 - 1 6 4 1 2 2 (J P , A)
特開平 1 0 - 3 1 4 3 1 7 (J P , A)
特開平 0 3 - 1 5 1 9 3 4 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 0 7 / 0 2 2 5 6 1 0 (U S , A 1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 5 / 3 1 8 - 5 / 3 6 7