

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4508405号
(P4508405)

(45) 発行日 平成22年7月21日 (2010. 7. 21)

(24) 登録日 平成22年5月14日 (2010. 5. 14)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006. 01)

A 6 1 B 6/03 3 7 0 B

A 6 1 B 5/0402 (2006. 01)

A 6 1 B 5/04 3 1 0 P

請求項の数 8 外国語出願 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2000-376732 (P2000-376732)
 (22) 出願日 平成12年12月12日 (2000. 12. 12)
 (65) 公開番号 特開2001-204726 (P2001-204726A)
 (43) 公開日 平成13年7月31日 (2001. 7. 31)
 審査請求日 平成19年12月10日 (2007. 12. 10)
 (31) 優先権主張番号 09/460261
 (32) 優先日 平成11年12月13日 (1999. 12. 13)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
 GENERAL ELECTRIC CO
 MPANY
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタデイ、リバーロード、1 番
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (72) 発明者 クリストファー・カーソン・スラック
 アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュ
 ー・ベルリン、ウエスト・アロウヘッド・
 レーン、1 4 8 5 6 番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 不均等な時間的心臓イメージングのための方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

C T イメージング・システム (1 0) を利用して患者 (2 2) の心臓を画像化するための方法であって、患者の心臓の代表的心拍周期 (5 2) の時相 (8 8 、 9 0) に対してスキャン優先度を割り当てるステップと、前記割り当てしたスキャン優先度に従って、スキャンをする心拍周期の時相を選択するステップと、前記選択した心拍周期の時相に対応する患者の心臓の画像スライスを取得するステップと、患者の心臓の代表的心拍周期 (5 2) の時相 (8 8 、 9 0) に対してスキャン優先度を割り当てる前記ステップが、ベースライン (5 4 、 5 6 、 5 8) 容積からの心臓容積距離に従ってスキャン優先度を割り当てるステップとを含む方法。

【請求項 2】

さらに、患者の心臓の E K G データを取得するステップを含むと共に、ベースライン (5 4 、 5 6 、 5 8) 容積からの心臓容積距離に従ってスキャン優先度を割り当てる前記ステップが、前記 E K G データにより指示される心臓容積に従って心臓容積の極大値 (6 0 、 6 2 、 6 4 、 6 6 、 6 8) 及び極小値 (7 0 、 7 2 、 7 4 、 7 6) に対して優先度を割り当てるステップを含む請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

さらに、データを動画の画像フレームとして表示するステップを含むと共に、各時相 P n を表示するための同一フレームの数 F が次式で表される請求項 1 に記載の方法。

$$F = (P o s (P n + 1) - P o s (P n)) \times F R$$

上式において、F = 時相 n を表示す

る時相数、 P_n = 時相 n 、 $Pos(P_n)$ = 時相 n の時間的位置、 FR = 表示フレームレート、である。

【請求項 4】

データを動画の画像フレームとして表示する前記ステップが、患者の心拍周期 (52) の単一時相において異なる面を表している複数の画像スライスを含んでいるフレームを表示するステップを含む請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

放射線源 (14) と、画像作成面において患者の周りを回転するように構成されると共に、投射され患者の心臓を透過する X 線 (16) を検知するように構成されている検出器 (18) とを含んでいて、患者 (22) の心臓を画像化する CT イメージング・システム (10) であって、患者の心臓の代表的な心拍周期 (52) の時相 (88、90) に対してスキャン優先度を割り当て、前記割り当てしたスキャン優先度に従って、スキャンをする心拍周期の時相を選択し、前記選択した心拍周期の時相に対応する患者の心臓の画像スライスを取得するように構成されており、

患者の心臓の代表的な心拍周期 (52) の時相 (88、90) に対してスキャン優先度を割り当てるように前記システムが構成されることが、ベースライン (54、56、58) 容積からの心臓容積距離に従ってスキャン優先度を割り当てるように前記システムが構成されていることを含む、CT イメージング・システム (10)。

【請求項 6】

前記システムがさらに、患者の心臓の EKG データを取得するように構成されており、前記システムがベースライン (54、56、58) 容積からの心臓容積距離に従ってスキャン優先度を割り当てるように構成されていることが、前記システムが前記 EKG データにより指示される心臓容積に従って心臓容積の極大値 (60、62、64、66、68) 及び極小値 (70、72、74、76) に対して優先度を割り当てるように構成されていることを含む請求項 5 に記載のシステム (10)。

【請求項 7】

前記システムがさらに、データを動画の画像フレームとして表示するように構成されると共に、各時相 P_n を表示するための同一フレームの数 F が次式で表される請求項 5 に記載のシステム (10)。

$F = (Pos(P_{n+1}) - Pos(P_n)) \times FR$ 上式において、 F = 時相 n を表示する時相数、 P_n = 時相 n 、 $Pos(P_n)$ = 時相 n の時間的位置、 FR = 表示フレームレート、である。

【請求項 8】

前記システムがデータを動画の画像フレームとして表示するように構成されていることが、前記システムが患者の心拍周期 (52) の単一時相 (88、92) において異なる面を表している複数の画像スライスを含んでいるフレームを表示するように構成されていることを含む請求項 7 に記載のシステム (10)。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、全般的には、コンピュータ断層撮影心臓イメージングのための方法及び装置に関し、さらに詳細には、時間的に不均等に心臓画像を記録するための方法及び装置に関する。

【0002】

【発明の背景】

周知のコンピュータ断層撮影 (CT) イメージング・システムの少なくとも 1 つの構成では、X 線源は、デカルト座標系の X - Y 平面 (一般に「画像作成面」と呼ばれる) 内に位置するようにコリメートされたファンビーム (扇形状ビーム) を放出する。X 線ビームは、例えば患者などの画像作成対象を透過する。ビームは、この対象によって減衰を受けた後、放射線検出器のアレイ上に入射する。検出器アレイで受け取った減衰したビーム状放

10

20

30

40

50

射線の強度は、対象によるX線ビームの減衰に依存する。このアレイの各検出器素子は、それぞれの検出器位置でのビーム減衰の計測値に相当する電気信号を別々に発生させる。すべての検出器からの減衰量計測値を別々に収集し、透過プロフィールが作成される。

【0003】

周知の第3世代CTシステムでは、X線源及び検出器アレイは、X線ビームが画像作成対象を切る角度が一定に変化するようにして、画像作成面内でこの画像作成対象の周りをガントリと共に回転する。あるガントリ角度で検出器アレイより得られる一群のX線減衰量計測値（すなわち、投影データ）のことを「ビュー(view)」という。また、画像作成対象の「スキャン・データ(scan)」は、X線源と検出器が1回転する間に、様々なガントリ角度、すなわちビュー角度で得られるビューの集合からなる。アキシャル・スキャンでは、この投影データを処理し、画像作成対象を透過させて得た2次元スライスに対応する画像を構成させる。投影データの組から画像を再構成させるための一方法に、当技術分野においてフィルタ補正逆投影法(filtered back projection)と呼ぶものがある。この処理方法では、スキャンにより得た減衰量計測値を「CT値」、別名「ハウンスフィールド値」という整数に変換し、これらの整数値を用いて陰極線管ディスプレイ上の対応するピクセルの輝度を制御する。

【0004】

心臓のコンピュータ断層撮影画像は、多くの診断目的及び手術目的で有用である。周知の処置の少なくとも1つでは、一定数の心臓時相(phase) 画像を取得することが必要となる。しかし、心臓が時間的に均一な様式で拍動していないという事実のために、こうした一定数の画像を取得する処理は複雑となる。単一の心拍周期中のうち、ある期間では心臓の容積が平均と比べてより高速に変化しており、別の期間ではその容積変化が平均と比べてより緩慢である。目下のところ、CTスキャナによって時間的な心臓スキャンを実施する場合、心拍周期の幾つかの時相に対応する画像を均等な間隔で取り込んでいる。収集した画像は、互いに等しい時間だけ隔たっており、これにより心拍周期のある時相が過剰サンプリングされる結果となり、それ以外の時相は過小サンプリングされることになる。このため、時間分解能が損なわれる。したがって、過剰及び過小サンプリングを回避することによって心臓時相画像の収集を最適化するような、CTイメージングのための装置及び方法が得られることが望ましい。

【0005】

【発明の概要】

したがって、実施の一形態では、CTイメージング・システムを利用して患者の心臓を画像化するための方法であって、患者の心臓の代表的な心拍周期の時相に対してスキャン優先度を割り当てるステップと、割り当てたスキャン優先度に従ってスキャンをする心拍周期の時相を選択するステップと、選択した心拍周期の時相に対応する患者の心臓の画像スライスを取得するステップとを含む方法を提供する。

【0006】

上記の実施形態は、改善された時間分解能を提供できる不均等な時間的なスキャンとなる。さらに、優先度の割り当てにより時相に関する過小サンプリング及び過剰サンプリングを回避し、これにより心臓画像の収集をさらに最適化させている。

【0007】

【発明の実施の形態】

図1及び図2を参照すると、「第3世代」のCTスキャナに典型的なガントリ12を含むものとして、コンピュータ断層撮影(CT)イメージング・システム10を示している。ガントリ12は、このガントリ12の対向面上に位置する検出器アレイ18に向けてX線ビーム16を放出するX線源14を有する。検出器アレイ18は、投射され被検体22（例えば、患者）を透過したX線を一体となって検知する検出器素子20により形成される。検出器アレイ18は、単一スライス構成で製作される場合とマルチ・スライス構成で製作される場合がある。各検出器素子20は、入射したX線ビームの強度を表す電気信号、すなわち患者22を透過したX線ビームの減衰を表す電気信号を発生させる。X線投影デ

10

20

30

40

50

ータを収集するためのスキヤンの間に、ガントリ 1 2 及びガントリ上に装着されたコンポーネントは回転中心 2 4 の周りを回転する。

【 0 0 0 8 】

ガントリ 1 2 の回転及び X 線源 1 4 の動作は、C T システム 1 0 の制御機構 2 6 により制御される。制御機構 2 6 は、X 線源 1 4 に電力及びタイミング信号を供給する X 線制御装置 2 8 と、ガントリ 1 2 の回転速度及び位置を制御するガントリ・モータ制御装置 3 0 とを含む。制御機構 2 6 内にはデータ収集システム (D A S) 3 2 があり、これによって検出器素子 2 0 からのアナログ・データをサンプリングし、このデータを後続の処理のためにデジタル信号に変換する。画像再構成装置 3 4 は、サンプリングされデジタル化された X 線データを D A S 3 2 から受け取り、高速で画像再構成を行う。再構成された画像はコンピュータ 3 6 に入力として渡され、コンピュータにより大容量記憶装置 3 8 内に格納される。

10

【 0 0 0 9 】

コンピュータ 3 6 はまた、キーボードを有するコンソール 4 0 を介して、オペレータからのコマンド及びスキヤン・パラメータを受け取る。付属の陰極線管ディスプレイ 4 2 により、オペレータはコンピュータ 3 6 からの再構成画像やその他のデータを観察することができる。コンピュータ 3 6 は、オペレータの発したコマンド及びパラメータを用いて、D A S 3 2、X 線制御装置 2 8 及びガントリ・モータ制御装置 3 0 に対して制御信号や制御情報を提供する。さらにコンピュータ 3 6 は、モータ式テーブル 4 6 を制御してガントリ 1 2 内での患者 2 2 の位置決めをするためのテーブル・モータ制御装置 4 4 を操作する。詳細には、テーブル 4 6 により患者 2 2 の各部分が z 軸方向にガントリ開口 4 8 を通過できる。

20

【 0 0 1 0 】

本発明の実施の一形態では、不均等サンプリング技法を使用して一定数の心臓時相画像の時間分解能を最適化している。サンプル点は、E K G 装置 5 0 からの E K G 信号など、心臓容積の変化を表す信号を利用して決定する。患者 2 2 をスキヤンする前に、E K G 装置 5 0 を利用して患者 2 2 の心臓の典型的な心拍周期 5 2 を表すデータを取得する。例えば、代表的な心拍周期 5 2 は複数の常態の心拍周期から取得した E K G 信号データにより計算する。この複数の周期を平均することにより、例えば図 3 に示すような代表的な常態周期が取得される。

30

【 0 0 1 1 】

この代表的周期について、心拍周期 5 2 の各時相で生じている変化を解析する。詳細には、平坦区間すなわちベースライン区間 5 4、5 6、5 8 を識別し、同様に極大値 6 0、6 2、6 4、6 6、6 8 及び極小値 7 0、7 2、7 4、7 6 を識別する。心拍周期 5 2 を基準時間としたときに極大値 6 0、6 2、6 4、6 6、6 8 及び極小値 7 0、7 2、7 4、7 6 が生じる各時刻は、心臓波形 5 2 からの 2 次導関数の情報を利用して取得する。患者 2 2 の心臓の容積変化を表す電圧は、E K G 装置 5 0 によって発生させる。こうして決定した E K G 周期 5 2 により心臓の容積変化が表される。波形 5 2 のベースライン区間 5 4、5 5、5 8 から各極大値及び極小値までの距離に基づいて、ランクを割り当てる。

【 0 0 1 2 】

実施の一形態では、代表的な心拍周期波形 5 2 のデータをフィルタ処理して時間的かつ空間的なノイズを減少させている。例えば、心拍周期 5 2 に対して容積変化及び変化率を決定するための解析を行う。これらの決定に基づいて心臓波形 5 2 に対してしきい値を適用し、無視できるほどの小さい波形変化を除去している。このしきい値は、推定ノイズ・レベルを計算するか、あるいは波形 5 2 の目視確認によりノイズ・レベルを推定することにより選択する。このしきい値未満の波形 5 2 の小さい容積変化は平坦ベースラインに置き換える。例えば、点 6 8、7 4 及び 7 6 は無視される。C T イメージング・デバイス 1 0 の時間分解能と比べて持続時間がより短いインパルスなどの短時間インパルス 7 8 もまた無視される。例えば、約 1 0 0 m s 未満の持続時間のインパルスを無視する。別の実施形態では、そのしきい値は、最大の所望時間分解能及び空間分解能に従って選択される。実

40

50

施の一形態では、そのしきい値処理は、心臓波形 5 2 の極大値及び極小値の位置を特定する前に実施される。

【 0 0 1 3 】

波形 5 2 をフィルタ処理した後、得られた波形 5 2 内で残りの極大値 6 0、6 2、6 4、6 6 及び極小値 7 0、7 2、7 4 のすべてを検出する。点 6 0、6 2、6 4、6 6、7 0、7 2、7 4 の各々は、患者 2 2 の代表的な心拍周期 5 2 の異なる時相に対応している。この極大値 6 0、6 2、6 4、6 6 及び極小値 7 0、7 2、7 4 の各々の時相に対して、心臓波形 5 2 の垂直方向距離で表される容積距離であるベースライン 5 4、5 6、5 8 からの容積差に従って優先度値を割り当てる。実施の一形態では、容積差が大きいほどより大きい優先度を割り当てる。こうした優先度の序列の一つでは、最高から最低に向かって、6 0、7 0、6 2、7 2、6 4、6 6 の順とする。

10

【 0 0 1 4 】

実施の一形態では、さらにスキャン及び画像化のために、ベースライン 5 4、5 6、5 8 上の少なくとも 1 つの移行点 7 8、8 0、8 2、8 4 または 8 6 を選択する。移行点 7 8、8 0、8 2、8 4 及び 8 6 は、動きがほとんど無いか全く無い期間が終了した後に容積変化がまさに始まる時相で生じる。しかし、移行点 7 8、8 0、8 2、8 4 及び 8 6 の各々では患者 2 2 の心臓容積が概ね同じであるため、単一の移行点（例えば、点 7 8）でのスキャンだけで十分である。この選択した移行点での単一のイメージング用スキャンを使用して移行点 7 8、8 0、8 2、8 4、8 6 の各々の心臓を表している。実施の一形態では、この移行点に対しては、すべての極大値及び極小値に対する優先度より上位の優先度を付与している。

20

【 0 0 1 5 】

実施の一形態では、時間的かつ空間的な傾斜に従ってスキャン優先度を追加の時相に対して割り当てている。例えば、時相 8 8 及び 9 0 は、極小値と極大値の間（それぞれ 7 2 と 6 0 の間及び 6 0 と 7 0 の間）で選択される。時相 8 8 及び 9 0 やその他のこうした追加時相は、画像を再構成させるために有利であると判定された際に選択される。次いで、選択したこの追加時相 8 8、9 0 に対して優先度値を割り当てる。極小値及び極大値の数が時相の数より少ない場合には、極小値及び極大値の時相のすべてが選択される。さらに、8 8 及び 9 0 などの追加時相は、選択した時相の総数がセクタ数に等しくなるまで優先度の序列に従って（例えば、波形 5 2 の傾斜の大きさが最大である時相の順に）選択される。これとは逆に、極小値及び極大値の数がセクタ数より多い場合には、優先度が最も高い極小点及び極大点のみが、利用可能なセクタの最大数まで選択される。例えば、ベースライン 5 4、5 6、5 8 からの垂直距離で示される容積変化が最大である極小値及び極大値がスキャンのために選択される。より一般的には、それぞれに割り当てた優先度に従って時相をソートし、最高の優先度をもつ N 個の点が選択される（ここで、N は画像作成のために望ましい時相の数である）。

30

【 0 0 1 6 】

次いで、波形 5 2 に沿った N 個の点の各々に対応する時間間隔において、C T イメージング・システム 1 0 によりシネ心臓スキャン（すなわち、ガントリ 1 2 は回転させるが、テーブル 4 6 は静止状態に保持させたスキャン）を実施する。実施の一形態では、患者 2 2 の心拍周期を検知している E K G 装置 5 0 からの基準時相を使用してスキャン時点のための基準値を確立している。例えば、スキャン時点は、C T イメージング・システム 1 0 が E K G 装置 5 0 から受け取った E K G 信号内で検知した R ピークの発生を基準とする。

40

【 0 0 1 7 】

C T イメージング・システム 1 0 が単一スライス型のイメージング・システムである場合には、シネスキャンの各時相毎に 1 つのアキシャル画像スライスが作成される。複数の画像面すなわち複数のスライスに対する一定数の時相の収集が所望される場合には、テーブル 4 6 を次の位置までステップ移動させた後、各画像面すなわち各スライス毎にこのシネスキャン・ステップを反復させる。実施の一形態では、C T イメージング・システム 1 0 としてマルチスライス型のイメージング・システムを利用することによって、複数の画像

50

面すなわち複数のスライスに対する時相の収集がさらに容易となる。テーブル４６のステップ移動距離は、スライス厚及びスキャン中に同時に収集するスライス数に従って適当に調整する。

【００１８】

実施の一形態では、収集の間に所望の時間の中間点（すなわち、時相８８など）を含めるためには、 N 個の時相では十分ではない。こうした実施形態では、中間点８８の前後の時相間で線形補間を実施し、カバレッジ内の時間上の間隙を埋めている。補間した新たなスライスは本発明の目的のための追加時相と見なすことができる。

【００１９】

次いで、データを画像フレームとして表示する。本明細書で使用する場合、２次元時系列表示の「フレーム(frame)」は単一のスキャン画像より構成される。また３次元時系列表示では、「フレーム」は異なる画像スライスすなわち画像面を表している複数の画像の集まりである。３次元時系列表示の場合には、この集まりのうちの各画像は、患者の心拍周期の同じ時相に対応する。実施の一形態では、各時相 P_n を表示するための同一フレームの数 F は次式で記述される。

【００２０】

$$F = (Pos(P_{n+1}) - Pos(P_n)) \times FR$$

上式において、

F = 時相 n について表示される時相数、

P_n = 時相 n 、

$Pos(P_n)$ = 時相 n の時間的位置、

FR = 表示フレームレート、である。

【００２１】

この方式で表示するフレームでは、最適化した一定数の心臓時相画像から患者２２の心臓を表す動画表示が作成される。得られた動画の画像は、改善された時間分解能を有する。

【００２２】

実施の一形態では、そのＣＴイメージング・システム１０は、上記のステップを実行するようにプログラムされている。例えば、コンピュータ３６は、解析のためにＥＫＧ装置５０からＥＫＧ信号を受け取る。ソフトウェアまたはファームウェアで動作するコンピュータ３６は、複数の周期にわたってＥＫＧ波形を平均し、その平均波形の計測可能な特徴に従ってスキャン優先度を割り当てている。例えば、ソフトウェアで動作するコンピュータ３６では、極大値及び極小値を識別するために心臓波形に関して計算した２次導関数値に厳密に従って優先度を割り当てると共に、心臓波形の最大傾斜及び最小傾斜の位置を特定している。さらに、スキャンのためのベースライン時相も選択される。スキャン中に取得したＥＫＧからの心拍周期に対する観測Ｒピークでスキャン・サイクルをゲート制御することにより、スキャン動作は自動的に実行される。次いで、画像再構成装置３４及び／またはコンピュータ３６により画像を計算し、ＣＲＴ４２上に表示する。

【００２３】

本発明の様々な実施形態に関する上記の説明から、心臓時相の過大サンプリング及び過小サンプリングを回避することにより、時間分解能を改善させた心臓ＣＴ画像が得られることは明らかである。本発明の具体的な実施形態を詳細に記載し図示してきたが、これらは説明および例示のためのものに過ぎず、本発明を限定する意図ではないことを明瞭に理解されたい。さらに、本明細書に記載したＣＴシステムは、Ｘ線源と検出器の双方がガントリと共に回転する「第３世代」システムである。検出器素子が個々に補正され所与のＸ線ビームに対して実質的に均一の応答を提供できるならば、検出器が全周の静止した検出器でありかつＸ線源のみがガントリと共に回転する「第４世代」システムを含め、別の多くのＣＴシステムも使用可能である。したがって、本発明の精神及び範囲は、特許請求の範囲の各項及びこれと法的に等価なものによってのみ限定されるべきである。

【図面の簡単な説明】

【図１】ＣＴイメージング・システムの外観図である。

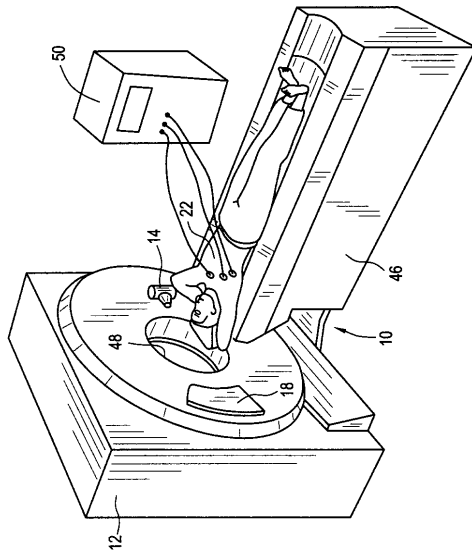
【図 2】図 1 に示すシステムのブロック概要図である。

【図 3】心拍周期を時間の関数として表したグラフである。

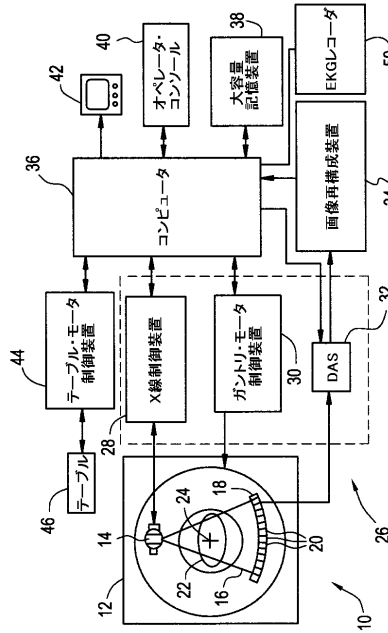
【符号の説明】

1 0	コンピュータ断層撮影 (C T) イメージング・システム	
1 2	ガントリ	
1 4	X 線源	
1 6	X 線ビーム	
1 8	検出器アレイ	
2 0	検出器素子	
2 2	被検体 / 患者	10
2 4	回転中心	
2 6	制御機構	
2 8	X 線制御装置	
3 0	ガントリ・モータ制御装置	
3 2	データ収集システム (D A S)	
3 4	画像再構成装置	
3 6	コンピュータ	
3 8	記憶装置	
4 0	コンソール	
4 2	陰極線管ディスプレイ	20
4 4	テーブル・モータ制御装置	
4 6	モータ式テーブル	
4 8	ガントリ開口	
5 0	E K G 装置	
5 2	心拍周期	
5 4	平坦であるベースライン区間	
5 6	平坦であるベースライン区間	
5 8	平坦であるベースライン区間	
6 0	極大値	
6 2	極大値	30
6 4	極大値	
6 6	極大値	
6 8	極大値	
7 0	極小値	
7 2	極小値	
7 4	極小値	
7 6	極小値	
7 8	短時間インパルス / 移行点	
8 0	移行点	
8 2	移行点	40
8 4	移行点	
8 6	移行点	
8 8	時相 / 中間点	
9 0	時相	

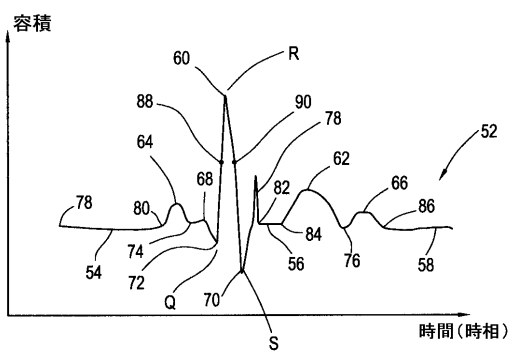
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

(72)発明者 ジャニン・リー

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュー・ベルリン、サウス・マッキントッシュ・コート、3
6 3 5 番

審査官 遠藤 孝徳

(56)参考文献 特開平 1 1 - 1 3 7 5 4 1 (J P , A)

特開平 7 - 1 9 4 5 8 8 (J P , A)

特開平 9 - 2 4 0 4 5 (J P , A)

特開平 1 0 - 5 2 4 2 4 (J P , A)

特開昭 5 3 - 1 2 3 6 9 3 (J P , A)

特公平 7 - 3 2 7 7 1 (J P , B 2)

特公平 5 - 6 0 3 8 0 (J P , B 2)

特公昭 5 4 - 3 6 8 3 8 (J P , B 2)

特表平 4 - 5 0 4 9 7 1 (J P , A)

米国特許第 4 1 8 2 3 1 1 (U S , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 6/00 - 6/14

A61B 5/04 - 5/053

H05G 1/00 - 2/00