

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

**特許第6151018号
(P6151018)**

(45) 発行日 平成29年6月21日 (2017. 6. 21)

(24) 登録日 平成29年6月2日 (2017. 6. 2)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006. 01)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 5/00 (2006. 01)

A 6 1 B 5/00

D

G 0 6 Q 50/22 (2012. 01)

G 0 6 Q 50/22

請求項の数 6 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2012-281178 (P2012-281178)
 (22) 出願日 平成24年12月25日 (2012. 12. 25)
 (65) 公開番号 特開2014-124228 (P2014-124228A)
 (43) 公開日 平成26年7月7日 (2014. 7. 7)
 審査請求日 平成27年11月26日 (2015. 11. 26)

(73) 特許権者 594164542
 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 110001380
 特許業務法人東京国際特許事務所
 (72) 発明者 中野 研史
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 医用システムエンジニアリング株式会社内
 審査官 宮澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用情報管理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医用画像と、計測値が D I C O M _ S R (Digital Imaging and COmmunication in Medicine Structured Report) 形式で表現されたレポートとをそれぞれ生成する複数の撮像装置にネットワークを介して接続可能な医用情報管理装置であって、

前記複数の撮像装置から前記医用画像及びレポートを取得する取得手段と、

前記取得されたレポートの体系を、記憶装置に記憶された基準のレポートの体系に変換する変換手段と、

前記体系変換後のレポートを記憶装置に記憶させる記憶手段と、
 を有する医用情報管理装置。

【請求項 2】

前記記憶された体系変換後のレポートを、前記ネットワークを介して接続されるビューワ装置に送信する送信手段をさらに有する請求項 1 に記載の医用情報管理装置。

【請求項 3】

前記取得されたレポートのパラメータの、前記記憶装置に記憶された基準のレポートのパラメータとのマッチング率を算出する算出手段をさらに有し、

前記変換手段は、前記マッチング率に基づいて、前記取得されたレポートの体系を変換すると判断する場合、前記取得されたレポートの体系を、前記基準のレポートの体系に変換する請求項 1 又は 2 に記載の医用情報管理装置。

【請求項 4】

前記算出手段は、前記 D I C O M __ S R 形式で設定可能な項目について、前記取得されたレポートのパラメータの、前記基準のレポートのパラメータとの一致又は不一致を判断することで前記マッチング率を算出する請求項 3 に記載の医用情報管理装置。

【請求項 5】

前記算出手段は、前記 D I C O M __ S R 形式で設定可能な複数の項目のうち、設定が必須の項目については、その他の項目と比較して、前記算出されるマッチング率への影響を高く設定する請求項 4 に記載の医用情報管理装置。

【請求項 6】

前記変換手段は、前記 D I C O M __ S R に則って構成された 2 次元的な書式のテンプレートの N L (Nesting Level) に従って前記テンプレートを展開したレポートであって、
1 箇所に複数のコンテナが存在する場合に奥行方向にコンテナを重ねた形態のレポートを生成し、

10

前記レポートを、前記ネットワークを介して接続されるビューワ装置に送信する送信手段をさらに有する請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項に記載の医用情報管理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の一態様としての本実施形態は、D I C O M __ S R (Digital Imaging and COmmunication in Medicine Structured Report) 形式で表現したレポートを取り扱う医用情報管理装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は無侵襲な画像診断装置として有用な医用装置である。その反面、他の画像診断装置と比較して画像が鮮明でなく視野が狭いなど、医療関係者でもその画像のみから臨床的な定義を完全に読み取れない場合がある。

【0003】

このため近年では、超音波診断装置において個々の計測値(計測結果)を D I C O M __ S R 形式で表現したレポートを生成する技術が広く利用されるようになってきている。その場合、計測値が D I C O M __ S R 形式で表現されたレポートを D I C O M サーバで管理して、要求に従ってビューワ装置で計測値を視認することができる。

30

【0004】

本発明に対応する従来技術として、計測値の承認情報をより簡便に確認することができる医用情報端末及び医用診断システムが開示されている(例えば、特許文献 1 参照)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2012 - 179101 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

40

D I C O M __ S R 形式で表現されたレポートは表現の自由度が高めたがために、臨床的に同一の意義を持つ計測値であっても超音波診断装置の各メーカーによってレポートが異なる体系となる場合がある。そのため、ビューワ装置を用いて診断者によってレポートが視認される際、臨床的に同一の意義である計測値同士であっても、臨床的に同一の意義と診断者に認識されないという問題がある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本実施形態の医用情報管理装置は、上述した課題を解決するために、医用画像と、計測値が D I C O M __ S R 形式で表現されたレポートとをそれぞれ生成する複数の撮像装置にネットワークを介して接続可能な医用情報管理装置であって、前記複数の撮像装置から前

50

記医用画像及びレポートを取得する取得手段と、前記取得されたレポートの体系を、記憶装置に記憶された基準のレポートの体系に変換する変換手段と、前記体系変換後のレポートを記憶装置に記憶させる記憶手段と、を有する。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本実施形態の医用情報管理システムの構成を示す概略図。

【図2】本実施形態の医用情報管理システムの超音波診断装置の構成を示す概要図。

【図3】D I C O M規格の心エコー検査手続きのレポートにおけるテンプレートを示す図。

【図4】心拍出量の符号化を示す図。

10

【図5】本実施形態の医用情報管理システムのP A C Sサーバの構成を示す概要図。

【図6】本実施形態の医用情報管理システムのP A C Sサーバの機能を示すブロック図。

【図7】超音波心臓検査レポートにおいて設定可能なパラメータを示す図。

【図8】超音波心臓検査レポートにおいて設定可能な各項目のパラメータの第1例を示す図。

【図9】超音波心臓検査レポートにおいて設定可能な各項目のパラメータの第2例を示す図。

【図10】第1の超音波診断装置の計測値が心室中隔厚である場合の計測値等の情報が図3に示すテンプレートに従って階層化されたレポートを示す図。

【図11】第1の超音波診断装置の計測値が心室中隔厚である場合の計測値等の情報が図3に示すテンプレートに従って階層化されたレポートを示す図。

20

【図12】第2の超音波診断装置の計測値が心室中隔厚である場合の計測値等の情報が図3に示すテンプレートに従って階層化されたレポートを示す図。

【図13】第2の超音波診断装置の計測値が心室中隔厚である場合の計測値等の情報が図3に示すテンプレートに従って階層化されたレポートを示す図。

【図14】本実施形態の医用情報管理システムのP A C Sサーバの動作を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0010】

本実施形態の医用情報管理装置について、添付図面を参照して説明する。

30

【0011】

図1は、本実施形態の医用情報管理システムの構成を示す概略図である。

【0012】

図1は、本実施形態の医用情報管理システム1を示す。医用情報管理システム1は、撮像装置ユニット10、医用情報管理装置(P A C S (Picture Archiving and Communication System)サーバ)30、及びビューワ装置40を備える。撮像装置ユニット10は、複数の撮像装置(モダリティ)10a~10dによって構成される。

【0013】

複数の撮像装置10a~10dは、例えば、複数の超音波診断装置である。以下、撮像装置ユニット10が超音波診断装置ユニットであり、複数の撮像装置10a~10dが複数の超音波診断装置であるものとして説明する。複数の超音波診断装置10a~10dは、D I C O M__S R形式で臨床的に同一の意義を持つ計測値であってもレポートが異なる体系となるものであり、すなわち、異なるメーカーで製造されたものである。なお、図1では、超音波診断装置ユニット10として4種類の超音波診断装置10a~10dを示しているが、4種類の場合に限定されるものではなく、複数であればよい。

40

【0014】

図2は、本実施形態の医用情報管理システム1の超音波診断装置10aの構成を示す概要図である。

【0015】

図2は、超音波診断装置10aの構成を示す。なお、超音波診断装置10b~10dの

50

構成についても超音波診断装置 10a の構成と同等なものとして説明を省略する。

【0016】

超音波診断装置 10a は、システム制御部 11、基準信号発生部 12、送受信部 13、超音波プローブ 14、データ収集部 15、画像生成部 16、計測値発生部 17、表示データ生成部 18、表示装置 19、レポート情報生成部 20、及び I/F (InterFace) 21 を備える。

【0017】

システム制御部 11 は、CPU (Central Processing Unit) 及びメモリを備える。システム制御部 11 は、超音波診断装置 10a の各ユニットを統括的に制御する。

【0018】

基準信号発生部 12 は、システム制御部 11 からの制御信号に従って、送受信部 13 及びデータ収集部 15 に対して、例えば、超音波パルスの中心周波数とほぼ等しい周波数の連続波又は矩形波を発生する。

【0019】

送受信部 13 は、超音波プローブ 14 に対して送受信を行なう。送受信部 13 は、超音波プローブ 14 から送信超音波を放射するための駆動信号を生成する送信部 131 と、超音波プローブ 14 からの受信信号に対して整相加算を行なう受信部 132 を備える。

【0020】

送信部 131 は、図示しない、レートパルス発生器、送信遅延回路、及びパルサを備える。レートパルス発生器は、送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを、基準信号発生部 12 から供給される連続波又は矩形波を分周することによって生成し、このレートパルスを送信遅延回路に供給する。送信遅延回路は、送信に使用される超音波振動子と同数 (N チャンネル) の独立な遅延回路から構成されており、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波を収束するための遅延時間と所定方向に送信超音波を放射するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサに供給する。パルサは、N チャンネルの独立な駆動回路を有し、超音波プローブ 14 に内蔵された超音波振動子を駆動するための駆動パルスを前記レートパルスに基づいて生成する。

【0021】

超音波プローブ 14 は、被検体に対して超音波の送受波を行なう。超音波プローブ 14 は、被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受波を行なうものであり、1 次元に配列された複数個 (N 個) の微小な超音波振動子をその先端部に有している。この超音波振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルスを超音波パルス (送信超音波) に変換し、又、受信時には超音波反射波 (受信超音波) を電気信号 (受信信号) に変換する機能を有している。

【0022】

超音波プローブ 14 は小型、軽量に構成されており、ケーブル (図示しない) を介して送受信部 13 の送信部 131 及び受信部 132 に接続される。超音波プローブ 14 にはセクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、診断部位に応じて任意に選択される。以下では心機能計測を目的としたセクタ走査用の超音波プローブ 14 を用いた場合について述べるが、この方法に限定されるものではなく、リニア走査対応あるいはコンベックス走査対応であっても構わない。

【0023】

送受信部 13 の受信部 132 は、図示しないプリアンプ 421、A/D (Analog to Digital) 変換器、受信遅延回路、及び加算器を備える。プリアンプは、N チャンネルから構成され、超音波振動子によって電氣的な受信信号に変換された微小信号を増幅して十分な S/N を確保する。プリアンプにおいて所定の大きさに増幅された N チャンネルの受信信号は、A/D 変換器にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路に送られる。受信遅延回路は、所定の深さからの超音波反射波を集束するための集束用遅延時間と、所定方向に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間を A/D 変換器から出力される N チャンネルの受信信号の各々に与える。加算器は、受信遅延回路からの受信信号を整相加算 (

10

20

30

40

50

所定の方向から得られた受信信号の位相を合わせて加算)する。

【0024】

データ収集部15は、送受信部13から得られた受信信号に基づいてBモードデータ、カラードブラデータ、及びドブラスペクトラムを収集する。データ収集部15は、Bモードデータ生成部151、ドブラ信号検出部152、カラードブラデータ生成部153、及びスペクトラム生成部154を備える。Bモードデータ生成部151は、受信部132の加算器から出力された受信信号に対してBモードデータを生成する。Bモードデータ生成部151は、図示しない包絡線検波器及び対数変換器を備える。包絡線検波器は、受信部132の加算器から供給された整相加算後の受信信号を包絡線検波し、この包絡線検波信号は対数変換器によってその振幅が対数変換される。

10

【0025】

ドブラ信号検出部152は、前記受信信号に対して直交検波を行なってドブラ信号の検出を行なう。ドブラ信号検出部152は、図示しない $\pi/2$ 移相器、ミキサ、及びLPF(低域通過フィルタ)を備える。受信部132の加算器から供給される受信信号に対し直交位相検波を行なってドブラ信号を検出する。

【0026】

カラードブラデータ生成部153は、検出されたドブラ信号に基づいてカラードブラデータの生成を行なう。カラードブラデータ生成部153は、図示しないドブラ信号記憶部、MTI(Moving Target Indicator)フィルタ、及び自己相関演算器を備える。ドブラ信号検出部152のドブラ信号はドブラ信号記憶部(図示しない)に一旦保存される。高域通過用のデジタルフィルタであるMTIフィルタは、ドブラ信号記憶部に保存されたドブラ信号を読み出し、このドブラ信号に対して臓器の呼吸性移動や拍動性移動などに起因するドブラ成分(クラッタ成分)を除去する。自己相関演算器は、MTIフィルタによって血流情報のみが抽出されたドブラ信号に対して自己相関値を算出し、更に、この自己相関値に基づいて血流の平均流速値や分散値などを算出する。

20

【0027】

スペクトラム生成部154は、ドブラ信号検出部152において得られたドブラ信号に対してFFT分析を行ない、ドブラ信号の周波数スペクトラム(ドブラスペクトラム)を生成する。スペクトラム生成部154は、図示しないSH(サンプルホールド回路)、LPF(低域通過フィルタ)、FFT(Fast-Fourier-Transform)分析器を備える。なお、SH及びLPFは何れも2チャンネルで構成され、それぞれのチャンネルにはドブラ信号検出部152から出力されるドブラ信号の複素成分、即ち実成分(I成分)と虚成分(Q成分)が供給される。SHには、ドブラ信号検出部152のLPFから出力されたドブラ信号と、システム制御部11が基準信号発生部12の基準信号を分周して生成したサンプリングパルス(レンジゲートパルス)が供給される。SHには、サンプリングパルスによって所望の深さからのドブラ信号がサンプルホールドされる。なお、このサンプリングパルスは、送信超音波が放射されるタイミングを決定するレートパルスから遅延時間後に発生し、この遅延時間は任意に設定可能である。LPFは、SHから出力された深さのドブラ信号に重畳した階段状のノイズ成分を除去する。FFT分析器は、供給された、平滑化されたドブラ信号に基づいてドブラスペクトラムを生成する。FFT分析器は、図示しない演算回路と記憶回路を備える。LPFから出力されるドブラ信号は記憶回路に一旦保存される。演算回路は、記憶回路に保存された一連のドブラ信号の所定期間においてFFT分析を行なってドブラスペクトラムを生成する。

30

40

【0028】

画像生成部16は、データ収集部15によって得られたBモードデータ及びカラードブラデータを走査方向に対応させて保存することで、超音波画像としてのBモード画像及びカラードブラ画像をデータとして生成すると共に、所定走査方向に対して得られたドブラスペクトラム及びBモードデータを時系列的に保存することで、超音波画像としてのドブラスペクトラム画像及びMモード画像をデータとして生成する。

【0029】

50

画像生成部 16 は、例えば、走査方向に対する超音波送受信によって得られた受信信号に基づいてデータ収集部 15 が生成した走査方向単位の B モードデータやカラードプラデータを順次保存して B モード画像及びカラードプラ画像を生成する。さらに、画像生成部 16 は、所望の走査方向に対する複数回の超音波送受信によって得られた B モードデータを時系列的に保存して M モード画像を生成し、同様な超音波送受信により走査方向の距離から得られる受信信号に基づくドプラスペクトラムを時系列的に保存してドプラスペクトラム画像を生成する。すなわち、画像生成部 16 の画像データ記憶領域において複数枚の B モード画像及びカラードプラ画像が保存され、時系列データ記憶領域において M モード画像及びドプラスペクトラム画像が保存される。

【0030】

10

計測値発生部 17 は、画像生成部 16 に保存されている所定期間の時系列データを読み出し、この時系列データに基づいて速度トレース等の診断パラメータを計測値（計測結果）として発生する。また、計測値発生部 17 は、超音波画像上の臨床的な特徴点（例えば、大動脈の血管壁）に計測用のマーカを複数配置して、大動脈の径を計測値として発生する。さらに、計測値発生部 17 は、ドプラ波形を用いて、心室拡張初期の時相における血流速度を計測値として発生する。

【0031】

表示データ生成部 18 は、画像生成部 16 によって生成された超音波画像や、計測値発生部 17 によって発生された計測値を所定の表示フォーマットに基づいて合成して表示データを生成する。

20

【0032】

表示装置 19 は、表示データ生成部 18 によって生成された表示データを表示する。表示装置 19 は、図示しない変換回路及び表示部（ディスプレイ）と、タッチパネル 191 とを備える。変換回路は、表示データ生成部 18 が生成した上述の表示データに対して D/A 変換とテレビフォーマット変換を行なって映像信号を生成しディスプレイに表示する。タッチパネル 191 は、複数のタッチセンサ（図示しない）を配置し、ディスプレイの表示面に設けられる。

【0033】

レポート情報生成部 20 は、超音波画像に関する患者情報や、計測値発生部 17 によって発生された計測値や、計測値を発生した計測手法や、ビューワ装置 40 による承認後の計測値の情報（以下、「計測値等の情報」という。）を DICOM__SR 形式で表現した付帯情報（レポート）を生成する。また、レポート情報生成部 20 は、画像生成部 16 によって生成された超音波画像に、対応するレポートを対応付ける。

30

【0034】

IF21 は、パラレル接続仕様やシリアル接続仕様に合わせたコネクタによって構成される。IF21 は、各規格に応じた通信制御を行なって、超音波診断装置 10a をネットワーク N 網に接続させる。IF21 は、レポート情報生成部 20 によって対応付けられた超音波画像及びレポートをネットワーク N に送信する。

【0035】

図 3 及び図 4 は、超音波診断装置 10a を用いた超音波心臓検査で発生された計測値等の情報が表現される DICOM__SR 形式を示す。

40

【0036】

図 3 は、DICOM 規格の心エコー検査手続きのレポートにおけるテンプレート（TID-5200-Echocardiography Procedure Report）を示す図である。

【0037】

図 3 に示すように、心エコー検査手続きのレポートにおけるテンプレートは、医用情報を扱う装置間での通信規格である DICOM__SR に則って構成することができる。

【0038】

図 4 は、心拍出量（Cardiac Output）の符号化（X.4.5 Example 5: Cardiac Output）を示す図である。

50

【 0 0 3 9 】

レポート情報生成部 2 0 (図 2 に図示) は、当該符号化に従って、超音波診断装置 1 0 a によって発生された計測値等の情報 (Code Meaning or Example Value) を配置する。

【 0 0 4 0 】

図 2 の説明に戻って、P A C S サーバ 3 0 は、超音波画像及びレポートを格納するデータベースサーバとして機能する。

【 0 0 4 1 】

図 5 は、本実施形態の医用情報管理システム 1 の P A C S サーバ 3 0 の構成を示す概要図である。

【 0 0 4 2 】

図 5 は、P A C S サーバ 3 0 の構成を示す。その P A C S サーバ 3 0 は、大きくは、制御装置としての C P U 3 1、メモリ 3 2、H D D (Hard Disc Drive) 3 3、I F 3 4、入力装置 3 5、表示装置 3 6、画像データベース 3 7、及びレポートデータベース 3 8 等の基本的なハードウェアから構成される。C P U 3 1 は、共通信路伝送路としてのバス B を介して、P A C S サーバ 3 0 をそれぞれ構成する各ハードウェア構成要素に相互接続されている。

【 0 0 4 3 】

C P U 3 1 は、半導体で構成された電子回路が複数の端子を持つパッケージに封入されている集積回路 (L S I) の構成をもつ制御装置である。C P U 3 1 は、メモリ 3 2 に記憶しているプログラムを実行する。又は、C P U 3 1 は、H D D 3 3 に記憶しているプログラム、ネットワーク N から転送され I F 3 4 で受信されて H D D 3 3 にインストールされたプログラム等を、メモリ 3 2 にロードして実行する機能を有する。

【 0 0 4 4 】

メモリ 3 2 は、R O M (Read Only Memory) 及び R A M (Random Access Memory) 等を含む記憶装置である。メモリ 3 2 は、I P L (Initial Program Loading)、B I O S (Basic Input / Output System) 及びデータを記憶したり、C P U 3 1 のワークメモリやデータの一時的な記憶に用いたりする機能を有する。

【 0 0 4 5 】

H D D 3 3 は、磁性体を塗布又は蒸着した金属のディスクが読み取り装置 (図示しない) に着脱不能で内蔵されている構成をもつ記憶装置である。H D D 3 3 は、P A C S サーバ 3 0 にインストールされたプログラム (アプリケーションプログラムの他、O S (Operating System) 等も含まれる) や各種データを記憶する機能を有する。

【 0 0 4 6 】

I F 3 4 は、パラレル接続仕様やシリアル接続仕様に合わせたコネクタによって構成される。I F 3 4 は、各規格に応じた通信制御を行なって、P A C S サーバ 3 0 をネットワーク N 網に接続させる。

【 0 0 4 7 】

入力装置 3 5 としては、操作者によって操作が可能なキーボード及びマウス等によって構成される。入力装置 3 5 の操作に従った入力信号はバス B を介して C P U 3 1 に送られる。

【 0 0 4 8 】

表示装置 3 6 としては、図示しない D / A (Digital to Analog) 変換回路及びモニタ等によって構成される。

【 0 0 4 9 】

画像データベース 3 7 は、ネットワーク N を介して超音波診断装置 1 0 a 等の撮像装置から送信された超音波画像等の医用画像を格納するデータベースとして機能する。

【 0 0 5 0 】

レポートデータベース 3 8 は、ネットワーク N を介して超音波診断装置 1 0 a 等の撮像装置から送信された超音波画像等の医用画像に対応付けられたレポートを格納するデータベースとして機能する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 1 】

P A C Sサーバ30は、画像データベース37中の超音波画像と、レポートデータベース38中のレポートとをそれぞれ対応付けて格納し、あるレポートが特定された場合に、そのレポートに対応付けられた超音波画像を特定できる。

【 0 0 5 2 】

図6は、本実施形態の医用情報管理システム1のP A C Sサーバ30の機能を示すブロック図である。

【 0 0 5 3 】

図5に示すC P U31がプログラムを実行することによって、P A C Sサーバ30は、図6に示すように、取得手段31a、マッチング率算出手段31b、変換手段31c、記憶手段31d、及び送信手段31eとして機能する。なお、手段31a～31eは、ソフトウェアとして機能されるものとして説明するが、手段31a～31eの全部又は一部は、ハードウェアとして備えられるものであってもよい。

10

【 0 0 5 4 】

取得手段31aは、複数の超音波診断装置10a～10dからI F 34を介して、対応する超音波画像及びレポートを取得する機能を有する。

【 0 0 5 5 】

マッチング率算出手段31bは、取得手段31aによって取得されたレポートの、H D D 33等の記憶装置に記憶された基準のレポートとのマッチング率を算出する機能を有する。

20

【 0 0 5 6 】

(マッチング率の算出)

ここでは、マッチング率算出手段31bが、取得手段31aによって取得された超音波診断装置10aのレポートの、基準としての超音波診断装置10bのレポートとのマッチング率を算出する場合を説明する。

【 0 0 5 7 】

超音波心臓検査の例では、次の10個の項目(1)～(10)がD I C O M _ S R規格上設定可能である。

(1) Finding Site

(2) SMeasurement (Measurement Code)

30

(3) Image Mode

(4) Image View

(5) Cardiac Phase

(6) Flow Direction

(7) Respiratory Cycle Point

(8) Measurement Method

(9) Finding (Target) Site

(10) Echocardiography Anatomic Site Modifiers

【 0 0 5 8 】

上記項目(1)～(10)は、図4に示す心拍出量の符号化におけるコードに対応される。例えば、上記項目(1)の「Finding Site」は、図4に示す心拍出量の符号化における「Finding Site」に対応される。また、上記項目(2)の「SMeasurement」は、図4に示す心拍出量の符号化における「Nest」が「>>>」のコードに対応される。

40

【 0 0 5 9 】

図7は、超音波心臓検査レポートにおいて設定可能なパラメータを示す図である。

【 0 0 6 0 】

図7は、上記項目(1)～(10)を示すものである。図7に太枠内に示す2項目は、D I C O M _ S R規格上設定が必須な項目である。一方、太枠外に示す8項目は、D I C O M _ S R規格上設定が任意な項目である。

【 0 0 6 1 】

50

図 8 は、超音波心臓検査レポートにおいて設定可能な各項目のパラメータの第 1 例を示す図である。図 9 は、超音波心臓検査レポートにおいて設定可能な各項目のパラメータの第 2 例を示す図である。

【 0 0 6 2 】

図 8 及び図 9 に示す、図 7 に示す 10 個の項目について、超音波診断装置 10 a のレポートのパラメータと超音波診断装置 10 b のパラメータを用いて、超音波診断装置 10 a のレポートの、超音波診断装置 10 b のレポートとのマッチング率が算出される。例えば、超音波心臓検査レポートにおいて D I C O M _ S R 形式で設定可能な 10 個の項目のうち、設定が必須の 2 項目（図 8 の太枠内）については、その他の 8 項目（図 8 の太枠外）と比較して、算出されるマッチング率への影響（一致又は不一致の場合の乗数の差）が高く設定される。その場合、規格上設定が必須な 2 項目のうち、超音波診断装置 10 a と超音波診断装置 10 b とでパラメータが一致の項目については乗数が「1.0」と設定され、不一致の項目については乗数が「0.1」と設定される。一方、規格上設定が任意の 8 項目のうち、超音波診断装置 10 a と超音波診断装置 10 b とでパラメータが一致の項目については乗数が「1.0」と設定され、不一致の項目については乗数が「0.9」と設定される。

【 0 0 6 3 】

図 8 に示す例では、超音波診断装置 10 a のパラメータと超音波診断装置 10 b のパラメータとを 10 個の項目（1）～（10）それぞれで比較して次の乗数（1 - 1）～（10 - 1）が得られる。

- （1 - 1）Finding Site：乗数「1.0」
- （2 - 1）SMeasurement (Measurement Code)：乗数「1.0」
- （3 - 1）Image Mode：乗数「1.0」
- （4 - 1）Image View：乗数「1.0」
- （5 - 1）Cardiac Phase：乗数「0.9」
- （6 - 1）Flow Direction：乗数「1.0」
- （7 - 1）Respiratory Cycle Point：乗数「1.0」
- （8 - 1）Measurement Method：乗数「0.9」
- （9 - 1）Finding (Target) Site：乗数「1.0」
- （10 - 1）Echocardiography Anatomic Site Modifiers：乗数「1.0」

【 0 0 6 4 】

マッチング率算出手段 31 b（図 6 に図示）は、10 個の項目（1）～（10）の乗数（1 - 1）～（10 - 1）を用いて、次の式（1）から、超音波診断装置 10 a のレポートの、超音波診断装置 10 b のレポートとのマッチング率 M1 を算出する。

【 0 0 6 5 】

[数 1]

$$M1=1.0 \times 1.0 \times 1.0 \times 1.0 \times 0.9 \times 1.0 \times 1.0 \times 0.9 \times 1.0 \times 1.0=0.81 \quad \dots (1)$$

【 0 0 6 6 】

また、図 9 に示す例では、超音波診断装置 10 a のパラメータと超音波診断装置 10 b のパラメータとを 10 項目（1）～（10）それぞれで比較して次の乗数（1 - 2）～（10 - 2）が得られる。

- （1 - 2）Finding Site：乗数「0.1」
- （2 - 2）SMeasurement (Measurement Code)：乗数「1.0」
- （3 - 2）Image Mode：乗数「1.0」
- （4 - 2）Image View：乗数「1.0」
- （5 - 2）Cardiac Phase：乗数「0.9」
- （6 - 2）Flow Direction：乗数「1.0」
- （7 - 2）Respiratory Cycle Point：乗数「1.0」
- （8 - 2）Measurement Method：乗数「0.9」
- （9 - 2）Finding (Target) Site：乗数「1.0」
- （10 - 2）Echocardiography Anatomic Site Modifiers：乗数「1.0」

【 0 0 6 7 】

マッチング率算出手段 3 1 b (図 6 に図示) は、 1 0 個の項目 (1) ~ (1 0) の乗数 (1 - 2) ~ (1 0 - 2) を用いて、次の式 (2) から、超音波診断装置 1 0 a のレポートの、超音波診断装置 1 0 b のレポートとのマッチング率 M 2 を算出する。

【 0 0 6 8 】

[数 2]

$$M2=0.1 \times 1.0 \times 1.0 \times 1.0 \times 0.9 \times 1.0 \times 1.0 \times 0.9 \times 1.0 \times 1.0=0.081 \quad \dots (2)$$

【 0 0 6 9 】

図 6 の説明に戻って、変換手段 3 1 c は、取得手段 3 1 a によって取得されたレポートの体系を、HDD 3 3 等の記憶装置に記憶された基準のレポートの体系に変換する機能を有する。例えば、変換手段 3 1 c は、マッチング率算出手段 3 1 b によって算出されたマッチング率に基づいてレポートの体系を変換すると判断する場合、取得手段 3 1 a によって取得されたレポートの体系を、基準のレポートの体系に変換する。

10

【 0 0 7 0 】

(レポートの体系を変換するか否かの判断)

ここでは、変換手段 3 1 c が、取得手段 3 1 a によって取得された超音波診断装置 1 0 a のレポートの体系を、基準としての超音波診断装置 1 0 b のレポートの体系に変換する場合を説明する。

【 0 0 7 1 】

変換手段 3 1 c は、マッチング率算出手段 3 1 b によって算出されたマッチング率が予め設定された閾値、例えば「0.80(80%)」以上の場合、両レポートは臨床的に同一の意義の計測値をもつものとして、超音波診断装置 1 0 a のレポートの体系を超音波診断装置 1 0 b のレポートの体系に変換する。一方、変換手段 3 1 c は、マッチング率が閾値未満の場合、両レポートは臨床的に異なる意義の計測値をもつものとして、超音波診断装置 1 0 a のレポートの体系を変換させない。例えば、図 8 に示す場合、マッチング率 M 1 が上記式 (1) から「0.81」と算出され、それが閾値「0.80」以上であるので、変換手段 3 1 c は、超音波診断装置 1 0 a のレポートの体系を、超音波診断装置 1 0 b のレポートの体系に変換する。例えば、図 9 に示す場合、マッチング率 M 2 が上記式 (2) から「0.081」と算出され、それが閾値「0.80」未満であるので、変換手段 3 1 c は、超音波診断装置 1 0 a のレポートの体系を変換させない。

20

30

【 0 0 7 2 】

また、変換手段 3 1 c は、マッチング率を表示装置 3 6 (図 5 に図示) に表示させ、入力装置 3 5 (図 5 に図示) を介した操作者からの変換指示に従って、超音波診断装置 1 0 a のレポートの体系を、超音波診断装置 1 0 b のレポートの体系に変換してもよい。

【 0 0 7 3 】

さらに、マッチング率の閾値が予め設定され、操作者からの変換指示がある場合、乗数を変更する構成としてもよい。例えば、マッチング率の閾値が「0.80」と設定され、図 9 に基づく上記式 (2) からマッチング率が「0.081」が算出された場合は、算出されたマッチング率「0.081」が閾値「0.80」未満であるので原則としては超音波診断装置 1 0 a のレポートの体系は変換されない。しかし、操作者から変換指示があれば、変換手段 3 1 c は、超音波診断装置 1 0 a のレポートの体系を変換すると共に、医用情報管理システム 1 を有する病院では設定が必須の 2 項目 (図 8 の太枠内)、例えば項目「Finding Site」が不一致の場合のマッチング率への影響が高すぎると判断し、項目「Finding Site」が不一致の場合の乗数「0.1」に「0.1」を加算して乗数を「0.2」に変更する。

40

【 0 0 7 4 】

そして、超音波診断装置 1 0 a のパラメータと超音波診断装置 1 0 b のパラメータとを 1 0 項目 (1) ~ (1 0) それぞれで比較して次の乗数 (1 - 2 ')、(2 - 2) ~ (1 0 - 2) が得られる。

(1 - 2 ') Finding Site : 乗数「0.2」

(2 - 2) SMeasurement (Measurement Code) : 乗数「1.0」

50

- (3 - 2) Image Mode : 乗数 「 1.0 」
- (4 - 2) Image View : 乗数 「 1.0 」
- (5 - 2) Cardiac Phase : 乗数 「 0.9 」
- (6 - 2) Flow Direction : 乗数 「 1.0 」
- (7 - 2) Respiratory Cycle Point : 乗数 「 1.0 」
- (8 - 2) Measurement Method : 乗数 「 0.9 」
- (9 - 2) Finding (Target) Site : 乗数 「 1.0 」
- (1 0 - 2) Echocardiography Anatomic Site Modifiers : 乗数 「 1.0 」

【 0 0 7 5 】

そして、マッチング率算出手段 3 1 b は、1 0 個の項目 (1) ~ (1 0) の乗数 (1 - 2 ')、(2 - 2) ~ (1 0 - 2) を用いて、次の式 (3) から、超音波診断装置 1 0 a のレポートの、超音波診断装置 1 0 b のレポートとのマッチング率 M 3 を算出する。

【 0 0 7 6 】

[数 3]

$$M3=0.2 \times 1.0 \times 1.0 \times 1.0 \times 0.9 \times 1.0 \times 1.0 \times 0.9 \times 1.0 \times 1.0=0.162 \quad \dots (3)$$

【 0 0 7 7 】

上記式 (3) によると、次回からのマッチング率は、マッチング率 M 3 「 0.162(16%) 」となる。なお、乗数の加減は一定の範囲、例えば上限 「 1.0 」、下限 「 0.1 」 の範囲で行なわれる。

【 0 0 7 8 】

(レポートの体系の変換)

ここでは、変換手段 3 1 c が、取得手段 3 1 a によって取得された超音波診断装置 1 0 a のレポートの体系を、基準としての超音波診断装置 1 0 b のレポートの体系に変換する場合を説明する。

【 0 0 7 9 】

図 1 0 及び図 1 1 は、超音波診断装置 1 0 a の計測値が心室中隔厚である場合の計測値等の情報が図 3 に示すテンプレートに従って階層化されたレポートを示す図である。図 1 2 及び図 1 3 は、超音波診断装置 1 0 b の計測値が心室中隔厚である場合の計測値等の情報が図 3 に示すテンプレートに従って階層化されたレポートを示す図である。

【 0 0 8 0 】

図 1 0 乃至図 1 3 は、図 3 に示す 2 次元的な書式のテンプレートの N L (Nesting Level) に従って 3 次元的に展開したレポートを示す。1 箇所に複数のコンテナが存在する場合は、奥行方向にコンテナを重ねる形態を有する。図 1 0 乃至図 1 3 に示すように、超音波診断装置 1 0 a のレポートと、超音波診断装置 1 0 b のレポートとは、第 4 層及び第 5 層に差異が生じる。そこで、変換手段 3 1 c (図 6 に図示) は、超音波診断装置 1 0 b のレポート (図 1 2 及び図 1 3 に図示) の体系を基準として、超音波診断装置 1 0 a のレポート (図 1 0 及び図 1 1 に図示) の体系を変換する。

【 0 0 8 1 】

具体的には、超音波診断装置 1 0 a のレポート (図 1 0 及び図 1 1 に図示) の体系における第 5 層の Concept Name 「 BCID(12227) CODE Echocardiography Measurement Method 」のコンテナ及び「 DTID(12233) CODE Cardiac Cycle Point 」のコンテナは、超音波診断装置 1 0 b のレポート (図 1 2 及び図 1 3 に図示) の体系には含まれていない。また、超音波診断装置 1 0 a のレポート (図 1 0 及び図 1 1 に図示) の体系における第 4 層の Concept Name 「 BCID(12224) CODE Image Mode 」のコンテナは、超音波診断装置 1 0 b のレポート (図 1 2 及び図 1 3 に図示) の体系では第 5 層である。よって、超音波診断装置 1 0 b のレポート (図 1 2 及び図 1 3 に図示) の体系が基準として記憶装置に記憶されている場合、超音波診断装置 1 0 a のレポート (図 1 0 及び図 1 1 に図示) の体系における第 5 層の 2 個のコンテナが削除され、さらに、超音波診断装置 1 0 a のレポートの体系における第 4 層の Concept Name 「 BCID(12224) CODE Image Mode 」のコンテナ、Concept Name 「 DTID(5203) Echo Measurement DTI(300) Measurement 」のコンテナの下位の第 5 層に変更さ

10

20

30

40

50

れる。

【 0 0 8 2 】

なお、超音波診断装置 1 0 c , 1 0 d のレポートについても同様に、超音波診断装置 1 0 b のレポートと比較されることによって変換される。

【 0 0 8 3 】

また、超音波診断装置 1 0 a のレポートは、変換されずにビューワ装置 4 0 に送信されてもよい。その場合、超音波診断装置 1 0 a のレポート（図 1 0 及び図 1 1 に図示）と共に、超音波診断装置 1 0 b のレポート（図 1 2 及び図 1 3 に図示）をビューワ装置 4 0 に送信する。よって、ビューワ装置 4 0 側で超音波診断装置 1 0 a のレポートの体系における各コンテナの位置が、超音波診断装置 1 0 b のレポートの体系ではどの位置に相当するか、すなわち、超音波診断装置 1 0 a と超音波診断装置 1 0 b との間の各コンテナの対応関係を医師等の診断者が理解することが可能である。

10

【 0 0 8 4 】

図 6 の説明に戻って、記憶手段 3 1 d は、取得手段 3 1 a によって取得された超音波画像を画像データベース 3 7 に記憶する機能と、取得手段 3 1 a によって取得された体系非変換のレポートをレポートデータベース 3 8 に記憶する機能と、変換手段 3 1 c によって体系変換後のレポートをレポートデータベース 3 8 に記憶させる機能とを有する。よって、画像データベース 3 7 に多数の超音波画像が格納される場合、レポートデータベース 3 8 には、ある超音波画像に対応する体系変換後のレポートと、他の超音波画像に対応する体系非変換のレポートとが混在することになる。

20

【 0 0 8 5 】

送信手段 3 1 e は、ビューワ装置 4 0 からの要求に従って、記憶手段 3 1 d によって画像データベース 3 7 に記憶された超音波画像と、その超音波画像に対応する、記憶手段 3 1 d によってレポートデータベース 3 8 に記憶されたレポート（体系変換後のレポート又は体系非変換のレポート）とを読み出し、それらを I F 3 4 を介してビューワ装置 4 0 に送信する機能を有する。送信手段 3 1 e によって送信されるレポートは、D I C O M _ S R に則って構成された 2 次元的な書式のテンプレートの N L に従ってテンプレートを 3 次元的に展開したレポート（図 1 2 及び図 1 3 に図示）であってもよい。

【 0 0 8 6 】

続いて、本実施形態の医用情報管理システム 1 の P A C S サーバ 3 0 の動作について、図 1 4 に示すフローチャートを用いて説明する。

30

【 0 0 8 7 】

P A C S サーバ 3 0 は、複数の超音波診断 1 0 a ~ 1 0 d から I F 3 4 を介して、対応する超音波画像及びレポートを取得する（ステップ S T 1）。P A C S サーバ 3 0 は、ステップ S T 1 によって取得されたレポートの、H D D 3 3 等の記憶装置に記憶された基準のレポートとのマッチング率を上記式（ 1 ）,（ 2 ）に従って算出する（ステップ S T 2）。

【 0 0 8 8 】

P A C S サーバ 3 0 は、ステップ S T 2 によって算出されたマッチング率に基づいて、ステップ S T 1 によって取得されたレポートの体系を変換するか否かを判断する（ステップ S T 3）。ステップ S T 3 の判断で Y E S、すなわち、ステップ S T 2 によって算出されたマッチング率に基づいて、ステップ S T 1 によって取得されたレポートの体系を変換すると判断する場合、ステップ S T 1 によって取得されたレポートの体系を、基準のレポートの体系に変換する（ステップ S T 4）。

40

【 0 0 8 9 】

P A C S サーバ 3 0 は、ステップ S T 1 によって取得された超音波画像を画像データベース 3 7 に記憶させ、ステップ S T 4 によって体系変換後のレポートをレポートデータベース 3 8 に記憶させる（ステップ S T 5）。又は、ステップ S T 3 の判断で N O、すなわち、ステップ S T 2 によって算出されたマッチング率に基づいて、ステップ S T 1 によって取得されたレポートの体系を変換しないと判断する場合、P A C S サーバ 3 0 は、ステ

50

ップST1によって取得された超音波画像を画像データベース37に記憶させ、ステップST1によって取得されたレポートをそのままレポートデータベース38に記憶させる(ステップST5)。

【0090】

よって、画像データベース37に多数の超音波画像が格納される場合、レポートデータベース38は、ある超音波画像に対応する体系変換後のレポートと、他の超音波画像に対応する体系非変換のレポートとが混在することになる。

【0091】

PACSサーバ30は、ビューワ装置40からの要求に従って、ステップST5によって画像データベース37に記憶された超音波画像と、その超音波画像に対応する、ステップST5によってレポートデータベース38に記憶されたレポート(体系変換後のレポート又は体系非変換のレポート)とを読み出し、それらをIF34を介してビューワ装置40に送信する(ステップST6)。ビューワ装置40の表示装置(図示しない)には、体系変換後のレポートを表示することができる。

【0092】

なお、本実施形態の医用情報管理システム1では、図6に示すように、PACSサーバ30にマッチング率算出手段31b、変換手段31c、及び送信手段31eを有するものとして説明したが、その場合に限定されるものではない。例えば、超音波診断装置10a~10dにマッチング率算出手段31b、変換手段31c、及び送信手段31eを有してもよい。その場合、超音波診断装置10aの図示しない記憶装置に基準のレポートを予め記憶させておき、超音波診断装置10aのマッチング率算出手段31bは、レポート情報生成部20(図2に図示)によって生成されたレポートの、記憶装置に記憶された基準のレポートとのマッチング率を算出する。そして、超音波診断装置10aの変換手段31cは、マッチング率算出手段31bによって算出されたマッチング率に基づいてレポートの体系を変換すると判断する場合、レポート情報生成部20(図2に図示)によって生成されたレポートの体系を、基準のレポートの体系に変換する。そして、超音波診断装置10aの送信手段31eは、超音波画像と、その超音波画像に対応するレポート(体系変換後のレポート又は体系非変換のレポート)とを、IF21(図2に図示)を介してPACSサーバ30に送信する。超音波診断装置10aの送信手段31eによって送信されるレポートは、DICOM_SRに則って構成された2次元的な書式のテンプレートのNLに従ってテンプレートを3次元的に展開したレポート(図12及び図13に図示)であってもよい。

【0093】

本実施形態の医用情報管理システム1に備えられるPACSサーバ30及び超音波診断装置ユニット10によると、超音波診断装置10aによって生成されたレポートの体系を、基準のレポートの体系に変換することで、ビューワ装置を用いて診断者によってレポートが視認される際、臨床的に同一の意義である計測値同士を、臨床的に同一の意義であると診断者に認識させることができる。よって、本実施形態の医用情報管理システム1によると、診断者による診断効率を向上させることができる。

【0094】

以上、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の省略、置き換え、変更を行なうことができる。これらの実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

【0095】

1 医用情報管理システム

10 撮像装置(超音波診断装置)ユニット

10

20

30

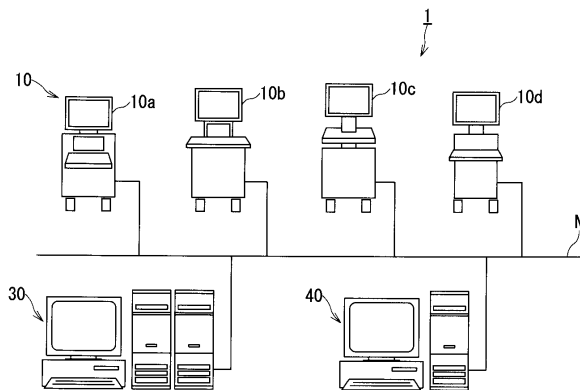
40

50

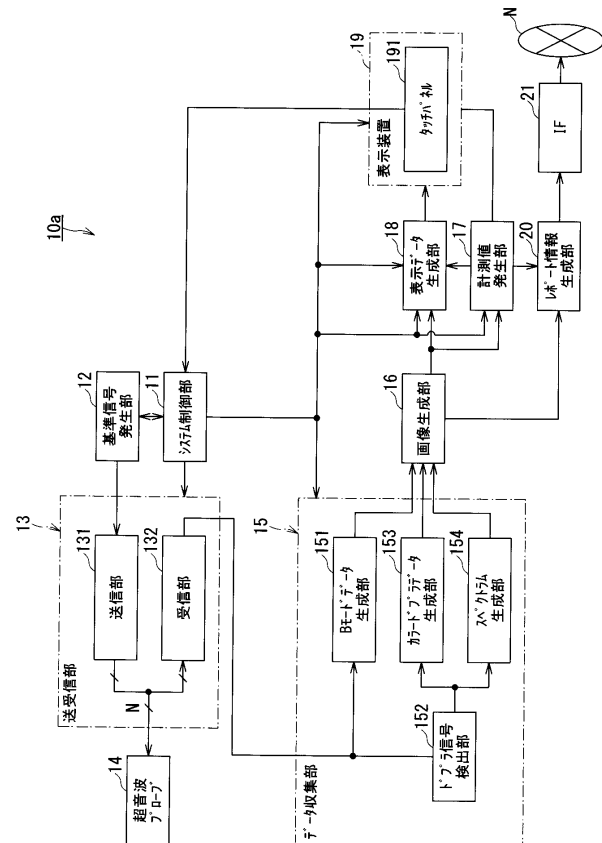
- 10 a ~ 10 d 撮像装置（超音波診断装置）
- 17 計測値発生部
- 20 レポート情報生成部
- 30 医用情報管理装置（PACSサーバ）
- 31 CPU
- 31 a 取得手段
- 31 b マッチング率算出手段
- 31 c 変換手段
- 31 d 記憶手段
- 31 e 送信手段
- 35 入力装置
- 36 表示装置
- 37 画像データベース
- 38 レポートデータベース
- 40 ビューワ装置

10

【図1】



【図2】



【図 3】

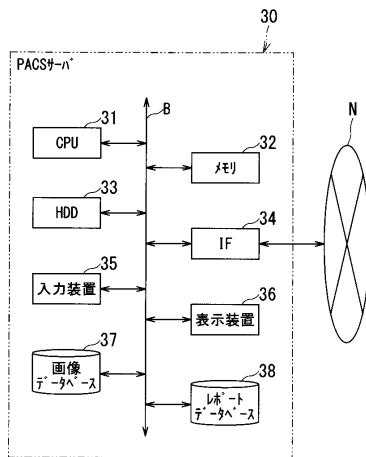
NL	Rel with Parent	VT	Concept Name	Rel Type	Condition	Value Set Constraint
1			EV125200 DCM "Adult Echocardiography Procedure Report"	1	M	
2	>	HAS CONCEPT MOD	DT101204 Language of Content Item and Descendants	1	U	
3	>	HAS OBS CONTEXT	DT101001 Observation Context	1	M	
4	>	CONTAINS	DT121064 DCM "Current Procedure Descriptions"	1	U	
5	>>	CONTAINS CODE	DT125203 DCM "Acquisition Protocol"	1-n	M	B01D12001 Ultrasound Protocol Types
6	>	CONTAINS	DT1015203 Echocardiography Patient Characteristics	1	U	
7	>	CONTAINS	DT11028 DCM "Image Library"	1	U	
8	>>	CONTAINS	No purpose of reference	1-n	M	
9	>	CONTAINS	DT1015202 Echo Section	1	U	\$SectionSubject = EV132600 SRT, \$MeanType = 461012200 "Left Ventricle"
10	>	CONTAINS	DT1015202 Echo Section	1	U	\$SectionSubject = EV132500 SRT, \$MeanType = 461012204 "Left Ventricle"
11	>	CONTAINS	DT1015202 Echo Section	1	U	\$SectionSubject = EV132300 SRT, \$MeanType = 461012207 "Left Atrium"
...
22	>	CONTAINS	DT1015202 Echo Section	1	U	\$SectionSubject = EV10430000 SRT, \$MeanType = 461012217 "Left Ventricle"
23	>	CONTAINS	DT1015204 Wall Motion Analysis	1-n	U	\$Procedure = DT10543121 SRT, \$SectionSubject = EV10543121 SRT, \$MeanType = 461012217 "Left Ventricle"

【図 4】

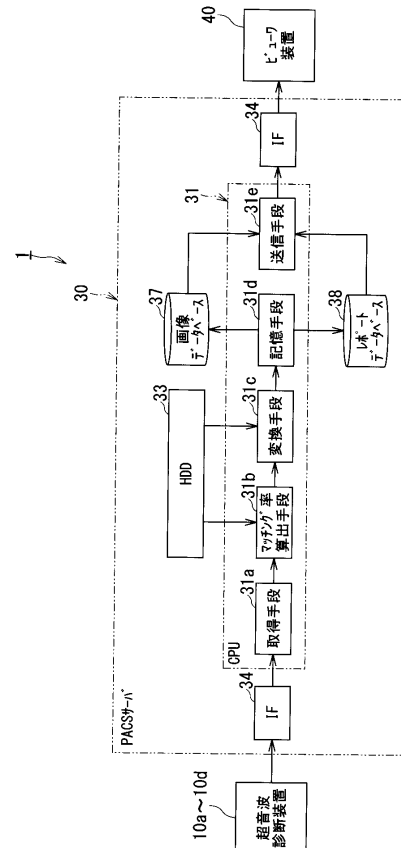
X.4.5 Example 5: Cardiac Output

Nest	Code Meaning of Concept Name	Code Meaning or Example Value	TID
>	Adult Echocardiography Procedure Report		5200
>>	Findings		5202
>>>	Finding Site	Left Ventricle	5202
>>>>	Measurement Group		5202
>>>>	Image Mode	2D	5202
>>>>>	Heart Rate	89 bpm	5202
>>>>>	Left Ventricular End Diastolic Volume	38.914 ml	5202
>>>>>	Measurement Method	Teichholz	5202
>>>>>	Left Ventricular End Systolic Volume	12.304 ml	5202
>>>>>	Measurement Method	Teichholz	5202
>>>>>	Stroke Volume	26.6 ml	5202
>>>>>	Anatomic Site	Left Ventricle	5202
>>>>>	Stroke Index	13.49 ml/m ²	5202
>>>>>	Anatomic Site	Left Ventricle	5202
>>>>>	Cardiac Output	2.37 l/min	5202
>>>>>	Anatomic Site	Left Ventricle	5202
>>>>>	Cardiac Index	1.20 l/min/m ²	5202
>>>>>	Anatomic Site	Left Ventricle	5202
>>>>>	Index	BSA	5202
>>>>>	Left Ventricular Ejection Fraction	68.4 %	5202
>>>>>

【図 5】



【図 6】



【図 7】

TID(5202) Echo Section Finding Site	TID(5203) Echo Measurement SMeasurement	TID(5202) Echo Section TDI(5203) Echo Measurement Image Mode
TID(5203) Echo Measurement Image View	TID(5203) Echo Measurement Cardiac Phase	TID(5203) Echo Measurement Flow Direction
TID(5203) Echo Measurement Respiratory Cycle Point	DTID(300) Measurement Measurement Method	DTID(300) Measurement Finding Site
DTID(300) Measurement Echocardiography Anatomic Site Modifiers		

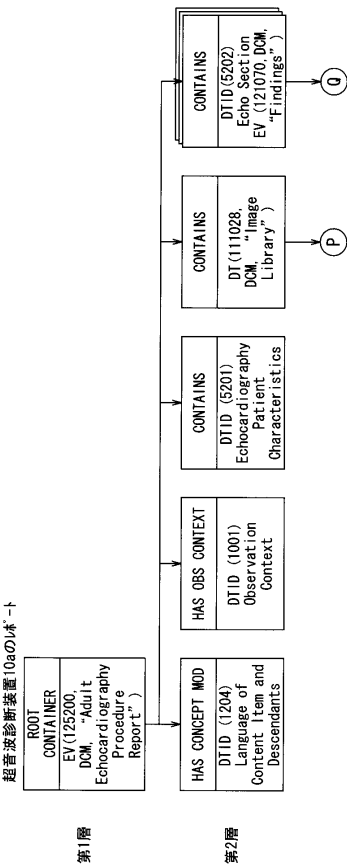
【図 8】

Report	Finding Site	SMeasurement	Image Mode	Image View	Cardiac Phase	Flow Direction	Respiratory Cycle Point	Measurement Method	Finding Site	Echocardiography Anatomic Site Modifiers
超音波診断装置10a	Left Ventricle	Interventricular Septum Diastolic Thickness	2D mode	-	End Diastole	-	-	Teichholz	-	-
超音波診断装置10b (基準)	Left Ventricle	Interventricular Septum Diastolic Thickness	2D mode	-	-	-	-	-	-	-

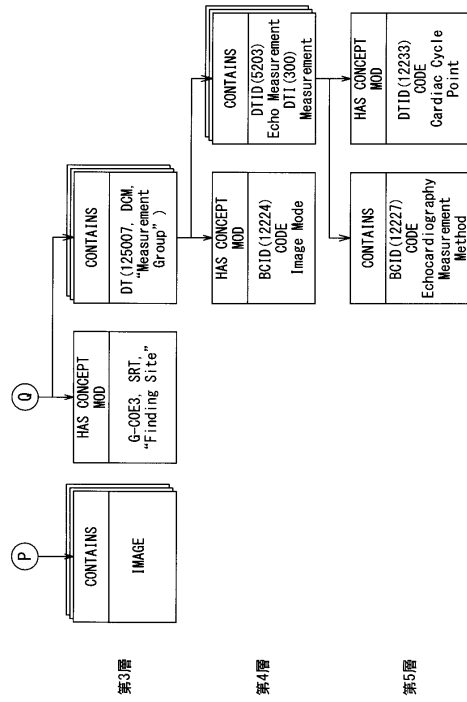
【図 9】

Report	Finding Site	SMeasurement	Image Mode	Image View	Cardiac Phase	Flow Direction	Respiratory Cycle Point	Measurement Method	Finding Site	Echocardiography Anatomic Site Modifiers
超音波診断装置10a	Left Ventricle	Interventricular Septum Diastolic Thickness	2D mode	-	End Diastole	-	-	Teichholz	-	-
超音波診断装置10b (基準)	Right Ventricle	Interventricular Septum Diastolic Thickness	2D mode	-	-	-	-	-	-	-

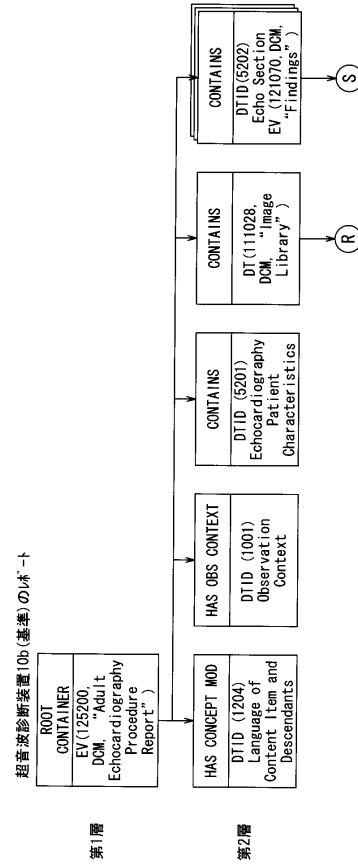
【図 10】



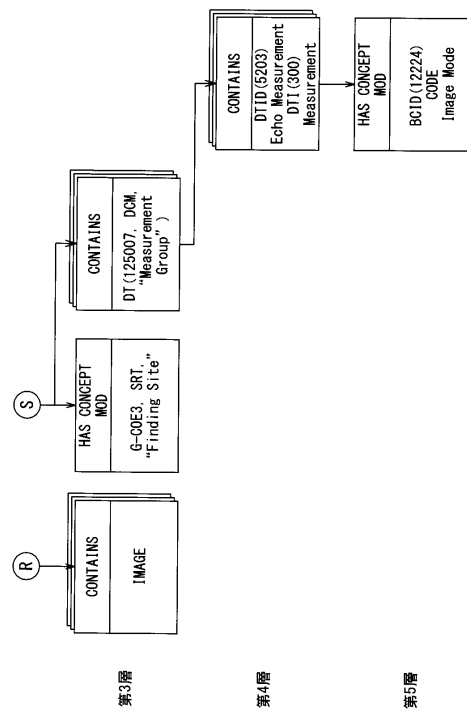
【図 1 1】



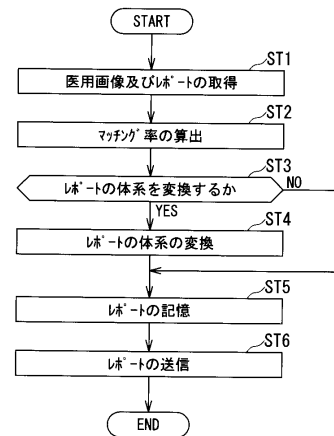
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2007-148660(JP,A)
特開2009-189541(JP,A)
特開2013-000347(JP,A)
特開2013-109422(JP,A)
特表2004-511853(JP,A)
特表2004-519781(JP,A)
特表2005-502100(JP,A)
国際公開第2005/122002(WO,A2)
国際公開第2011/036586(WO,A1)
米国特許出願公開第2005/0246629(US,A1)
米国特許出願公開第2006/0064328(US,A1)
米国特許出願公開第2007/0237371(US,A1)
米国特許出願公開第2010/0008553(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	8/00
A61B	5/00
G06Q	50/22