

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4768095号
(P4768095)

(45) 発行日 平成23年9月7日(2011.9.7)

(24) 登録日 平成23年6月24日(2011.6.24)

(51) Int.CI.

A 6 1 B 5/0428 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/04 3 1 O B

請求項の数 5 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願平11-82492
 (22) 出願日 平成11年3月25日(1999.3.25)
 (65) 公開番号 特開平11-313806
 (43) 公開日 平成11年11月16日(1999.11.16)
 審査請求日 平成18年3月23日(2006.3.23)
 審判番号 不服2010-7434(P2010-7434/J1)
 審判請求日 平成22年4月8日(2010.4.8)
 (31) 優先権主張番号 09/048-620
 (32) 優先日 平成10年3月26日(1998.3.26)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベー・アーティン
 ドーフェン フルーネヴェウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (72) 発明者 ジョーヨン・ジェイ・ワン
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ、ニュートン、オールド・ファーム・ロード 1
 08

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】心臓機能を表す信号の特性を決定するシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

心電計による測定から得られる心臓機能を表す信号の特性を決定するシステムであって、
 心臓機能を表す少なくとも一つの信号を測定する信号測定手段と、
 前記信号測定手段に応じて、生理学的および非生理学的な原因に依るノイズの測定を行うノイズ測定手段であって、前記少なくとも一つの信号中の連続するQ R S群について、各Q R S群の重心に基づき各Q R S群の起点を計算し、当該起点を利用して、前記連続するQ R S群間の不整合値を計算する手段を含む前記ノイズ測定手段と、

前記不整合値の統計的分布から、心臓機能を表す前記少なくとも一つの信号の特性を示す指示手段と、

を含むことを特徴とする心臓機能を表す信号の特性を決定するシステム。

【請求項 2】

前記ノイズ測定手段は、前記少なくとも一つの信号中の連続するQ R S群間の不整合値の累積記録を保持する保持手段をさらに有する請求項1記載の心臓機能を表す信号の特性を決定するシステム。

【請求項 3】

前記保持手段は更に、前記少なくとも一つの信号中の連続するQ R S群間の不整合値のヒストグラムを記録する記録手段をさらに有する請求項2記載の心臓機能を表す信号の特性を決定するシステム。

10

20

【請求項 4】

前記少なくとも一つの信号の等級順序を決定する等級順位決定手段をさらに有する請求項3記載の心臓機能を表す信号の特性を決定するシステム。

【請求項 5】

前記不整合値が、以下の式

【数 1】

$$\text{不整合 } (R_1, R_2) = \frac{\frac{n_0 + 25}{\sum_{n=n_0-12}^{n_0+25} |V_1(n) - V_2(n)|}}{\frac{n_0 + 25}{\sum_{n=n_0-12}^{n_0+25} |V_1(n)|} + \frac{n_0 + 25}{\sum_{n=n_0-12}^{n_0+25} |V_2(n)|}} \cdot 512$$

10

を使用して計算され、

式中、Q R S 群が R によって、サンプリングポイントが n によって、起点が n₀ によつて、及び、Q R S 群の振幅が V によって示されている、請求項 1 記載の心臓機能を表す信号の特性を決定するシステム。

20

【発明の詳細な説明】**【0 0 0 1】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、一般に、心臓機能の一つ以上の波形表現を質的および量的に評価する技術に関する。特に、本発明は、心電計の一つ以上のリードに現われるもののような心臓機能の一つ以上の波形表現を質的および量的の両方で評価する技術に関する。

【0 0 0 2】**【従来の技術】**

本発明は、心電計の一つ以上のリードに現われる波形表現のような、心臓機能の一つ以上の波形表現を質的に評価する方法および装置を提示する。本発明は、心臓機能の所定の一つ以上の波形表現のこのような質的評価を、(1)心電計の一つ以上のリードに現われる心臓機能の波形表現を作り上げている連続 Q R S 群の差を新しく発明された手法を使用して量的に評価し、(2)心電計の一つ以上のリードに現われる心臓機能の波形表現を作り上げている連続 Q R S 群の差の量的評価を統合し、および(3)その後統合された量的評価を利用して心電計の一つ以上のリードの特性を評価することにより、与える。

30

【0 0 0 3】

本発明の一実施形態においては、心電計として知られている心臓機能を監視する装置から得られるある特定の電気信号が利用されている。これらのある特定の電気信号が利用される方法を理解するためには、心電計および前述のある特定の電気信号が何を基準としているかを基本的に理解することが役に立つ。したがって、心電計を理解する補助として、下の説明は、(1)心臓の電気化学的および機械的動作と、(2)心臓の電気化学的動作が、電気エネルギーに変換される方法であって、それは、次に心臓の機械的動作を図式に示すために、心電計によって使用されるという方法と、(3)一定の特定の電気信号(「リード」または「チャンネル」)を心電計から得る方法とについての簡潔な説明を提供する。

40

【0 0 0 4】

心臓の電気化学的活動(すなわち、活動電位の伝播)が心臓の機械的事象に先行して開始される。心臓の電気化学的活動を人間の目に見える形に変換する装置、すなわち心電計が存在し、この装置は、心臓の電気化学的活動の視覚表現を作り出す。この視覚表現は心電図(EKG)として知られている。

50

【0005】

EKGの期間中、電極が身体の表面に取り付けられる。電極は特に、電極内の電荷担体（電子）が身体内部の電荷担体（イオン）と電気化学的交換により連絡できるよう特に処理されている。身体表面に電極を取り付けることにより、信号を適切に加えてから、身体内部の電圧変化を記録できる。EKG機械内部の検流計は、記録装置として使用される。検流計は、2つの電極の間の電位差を記録する。EKGは、身体表面にある2つの電極の間の電位差を時間の関数として記録するだけであり、通常ストリップチャート上に記録される。心臓が休息しているとき、すなわち心拡張期にあるとき、心臓細胞は分極化されており、電荷移動は発生しない。したがって、EKGの検流計は、振れを記録しない。しかし、心臓が活動電位を伝播し始めると、検流計は、振れを記録する。なぜならば、その下で減極が発生している電極は、その下ではまだ心臓が減極していない身体上の範囲からの電位差を記録するからである。

10

【0006】

完全な心臓サイクルは、心搏として知られている。あるEKGでは、正常心搏は、明確な信号を有している。最初、検流計は、比較的短い持続時間の丸められた正の振れ（P波として知られている）を示すが、これは心房の減極により生ずるものである。これに続いて、小さいが鋭い負の振れ（Q波として知られている）が現れる。次に、非常に大きく鋭い正の振れ（R波として知られている）が現れ、その後に、鋭く大きい負の振れ（S波として知られている）が現れる。Q波、R波およびS波が一緒にとられると、それらはQRS群として知られている。QRS群は、心室の減極により発生する。QRS群に続いて、比較的長い持続時間の丸められた正の振れ（T波として知られる）が現れるが、これは、心室の再分極により生ぜしめられている。

20

【0007】

EKGは、実際上、電極の多数の組合せを使用している。しかし、これら電極は、身体の表面上に、受信する信号が今説明したものと同様の形状を有するように配置されている。電極の周知のバイポーラ対は、通常患者の右腕（RA）、左腕（LA）、右脚（RL）（普通、基準として使用される）および左脚（LL）に配置される。正しく基準として使用されるユニポーラ電極をリードといい、確定した慣習に従って患者の胸に解剖学に従って配置される（下記のようにリードV1～V6と記号が付してある）。心臓の監視および診断では、2つのこのような電極の間、一つの電極と他の電極の一群の平均との間に現われる電位差は、心臓の電気的活動の特定の展望を表しており、一般にEKGと言われる。電極の特定の組合せをリードと言う。例えば、「金標準（gold standard）」12リード心電図系に使用され得るリードは、次のとおりである。

30

リードI = (LA - RA)

リードII = (LL - RA)

リードIII = (LL - LA)

リードaVR = RA - (LA + LL) / 2

リードaVL = LA - (RA + LL) / 2

リードaVF = LL - (LA + RA) / 2

リードV1 = V1 - (LA + RA + LL) / 3

40

リードV2 = V2 - (LA + RA + LL) / 3

リードV3 = V3 - (LA + RA + LL) / 3

リードV4 = V4 - (LA + RA + LL) / 3

リードV5 = V5 - (LA + RA + LL) / 3

リードV6 = V6 - (LA + RA + LL) / 3

【0008】

したがって、用語「リード」は、物理的線材を示すように思われるが、心電計では、この用語

は実際に上に示したように一定の電極装置から取られる電気信号を意味している。

【0009】

50

多年にわたり、保健の専門家は、EKGの変化を色々な病気および心臓欠陥と相関させることを学んできた知識の体系を構築してきた。正式には、相関させるこのプロセスを「心電図記録法」と言っている。

【0010】

人間についての心臓学者により実用されている心電図記録法は、主として、視覚化を指向する技術であり、その場合、人間についての心臓学者は、所定時間にわたり取った心電計測定値に追従する波形を目視検査し、所定時間にわたる波形を構成する波形の形態学的(すなわち、形状の)変化に基づき、人間についての心臓学者が心臓機能の診断を行なう。このような診断を行なう際、波形の不正確が診断の不正確を生ずるという点で、人間についての心臓学者は、心電計測定から得られた、心臓機能の正確な波形表現を有していることが絶対に必要である。

10

【0011】

波形表現を正確に特性表示する必要性は、機械化心電計について更に重要である。すなわち、通常人間についての心臓学者が行なっている多数の機能を自動化した機械が作られている。

【0012】

多数リードEKG記録は、心臓の電気的動作状態の別の展望を与えるが、心臓の電気的活動を正確に評価する上で必須の道具である。過去10年間に、多数リード処理は、コンピュータ化診断EKG用途で非常に受け入れられてきている。運動またはストレス試験の用途では、コンピュータ分析に3つのEKGリードが通常採用されている。ホルターモニタリングでは、2リード記録がしばしば得られるが、これは、伝導の不規則および律動の乱れという多数の展望を与えるばかりでなく、電極接触の損失、電極の不良設置および筋肉および電気的人工生成物のような、単一リードの使用に関連する記録問題をも克服する。

20

【0013】

更に最近、高級マイクロプロセッサ技術および関連ディジタルハードウェアの発達とともに、不整脈および虚血のリアルタイムの監視のための多数EKGリードの使用も実現可能となり、急速に監視標準になりつつある。これら新しい技術の利用可能性のため、2つ以上のEKGリードを同時に使用できる監視アルゴリズムの開発に興味が増大してきている。

【0014】

30

多数リード心電計が通常利用される主な方法が2つある。多数リード心電計が通常利用される第1の主な方法は、心臓機能の全体の状況を与えることであり、これは、多数リード(または信号)を複合波形に平均化することにより得られる(このような利用の一例がQRS群検出である)。上の電極設置の説明でわかるように、リードは各々身体の別々の場所で取った心臓機能の別々の展望を表しているから、リードを平均すると心臓の機能の仕方の全体としての展望が得られる。多数リード心電計が通常利用される第2の主な方法は、各リードを別々に見ることである(このような利用の一例は、形態学的分析である。上の電極配置の説明でわかるように、各リードは、身体上の別々の場所で取った心臓機能の別々の展望を表しているので、各リードを別々に見ると心臓の別々の領域がどう働くかという別々の独特の展望を与える。

40

【0015】

多数リード監視アルゴリズムの主要構成要素の一つは、どのEKGリードが前記処理に含まれるべきかについての決定である。多数リード監視アルゴリズムのリードの選定は、以下の理由で不可欠である。(1)最近のモニタに利用できる処理パワーの量が増大しているにかかわらず、EKGアルゴリズムはなお、近代モニタが行なわなければならない多数の他の機能とともに処理資源を共有せねばならず、したがってその結果、そのアルゴリズムに割り当てられた処理資源の量は、このようなEKGアルゴリズムが処理できるEKGリードの全数を制限する。(2)当該技術では一般にEKGリードの多数が非常に冗長であると仮定されているので、リードの限られたサブセットだけを使用するのが普通である。(3)一つ以上の別のEKGリードを処理する長所は、処理されたこのような一つ以上

50

の別のリードが高い信号特性を示す場合にかぎり性能を改善することができ、また、信号特性の劣るリードを使用すれば、アルゴリズムの性能を改善するのではなく、実際には低下させる。上述の（非排他的）理由から EKG 信号の特性を測定する方法を開発することが重要であることがわかる。この信号特性の測定をどの EKG リードが正確であるか、EKG リードを多数リード処理に含ませるべきかを選択する際に利用することができる。加えて、このような信号特性の測定は、必要になることがある QRS 群分類のための異なる EKG リードからの情報の重み付けを決定するのに使用することもできる。

【0016】

現在の多数リード監視アルゴリズムを用いた臨床的経験は、ノイズが EKG リードの特性低下の主要原因であることを示している。その低下を引き起こすノイズには、非生理学的および生理学的ノイズの双方がある。非生理学的ノイズは、生理学的（すなわち、生きている生物の正常機能に従うまたはその特性）原因以外から生ずるノイズである。非生理学的ノイズ源の一例は、50 / 60 ヘルツの電力線、筋肉人工生成物（筋肉痙攣の源から生ずる低周波または高周波のノイズ）、電極運動人工生成物（患者の身体に対する電極の移動から生ずる低周波または高周波のノイズ）および基線のふらつきである（心電計の幾つかのリードは、患者の身体の電位を表す、一組の 3 つの電極から生ずる基線電位を参照し、また、この電位は（おそらくは容量性効果のため）終始変わる可能性があるので、信号のゆがみ、またはノイズを生ずる可能性がある）。生理学的ノイズの例は、軸移動、2 位相 QRS 形態学および QRS 振幅変動である。

【0017】

【発明が解決しようとする課題】
帯域外ノイズ（例えば、50 / 60 ヘルツのノイズ）、基線のふらつきおよび高周波筋肉人工生成物により代表されるもののような、非生理学的ノイズの個別形式の検出に対して幾つかの（非常に効果的ではない）既知の技術が存在する。しかし、生理学的ノイズの検出に対する既知の技術は存在しない。その上、ノイズ源の様々な組合せから生ずる複合ノイズの検出および／または計量化のための既知の技術は存在せず、それらは厳密に非生理学的であり、厳密に生理学的であり、または非生理学的ノイズ源と生理学的ノイズ源とのある組合せである。したがって、現時点において複合ノイズのこのような検出に基づいて EKG リードを質的に評価する方法は存在しない。

【0018】

このような多数リード監視技術が正確な多数リード診断を与えるためには、このような監視に使用する EKG リードの特性が高いことが重要であることを説明してきた。また、リード低下の主原因是生理学的要因および非生理学的要因双方の組合せから生ずるノイズであることを説明してきた。また現時点においてこのようなノイズ源から生ずるノイズの量を評価する能力は存在せず、したがって、このようなノイズの存在または非存在を基にリードの特性を評価する能力も存在しないことにも注目してきた。

【0019】

前述のことから心電計の一つ以上のリードにノイズが存在することを量的に評価できる、およびこのような一つ以上の量的評価を利用して一つ以上の心電計リードの質的評価を与えることができる技術の必要性が存在することが明らかである。

【0020】

したがって本発明の一つの目的は、心臓機能の一つ以上の波形表現の量的および質的評価の双方を与える技術を提供することである。

【0021】

本発明の他の目的は、心電計の一つ以上のリードに現われるもののような、心臓機能の一つ以上の波形表現の量的および質的評価の双方を与える技術を提供することである。

【0022】

【課題を解決するための手段】

前述の目的は、これから説明するように達成される。心臓機能を表す信号の特性を特性付ける技術が提供され、この場合、心臓機能を表すこのような信号は心電計測定から得られ

10

20

30

40

50

る。前記技術において、心臓機能を表す一つ以上の信号が測定される。測定に応じて、生理学的および非生理学的原因について、描寫されたノイズ測定基準 (a noise metric) が生成される。ノイズ測定基準の生成に応じて測定された一つ以上の信号の特性が指示される。

【0023】

前記技術は、ノイズ測定基準を生成するという長所、および結果として生ずる信号の特性評価を与え、これは信号に存在することのある生理学的および非生理学的ノイズの組合せに感じやすい。前記技術は、また、二段脈拍成分および三段脈拍成分の双方を有することがあるQ R S群波形に入っているノイズ、およびそのQ R S群波形の特性を正確に評価できるという長所を与える（二段脈拍成分は心室の早過ぎる収縮に続いて各正常のQ R S群が来る異常律動であり、三段脈拍成分は心室の早過ぎる収縮に続いて各2つの正常のQ R S群が来る異常律動である）。

10

【0024】

上述の他、本発明の別の目的、特徴および長所は、下記詳細に記した説明で明らかになるであろう。

【0025】

本発明の新奇な特徴と信じられる特性は、添付した特許請求の範囲に示してある。しかし、本発明自身の他に、使用の好適な態様、さらに他の目的およびその長所は、付図に関連して読むとき例示実施形態の下記詳細説明を参照することにより最も良く理解されるであろう。

20

【0026】

【発明の実施の形態】

この発明の実施の形態について添付図面に基づいて説明する。以下は、心電計測定値を利用する技術の説明である。この技術は、心電計リードに現われる波形表現のような、心臓機能の一つ以上の波形表現の質的評価を提供することに関する。

【0027】

心電計リード（すなわち、信号）はアナログであるが、各心電計リードを時間サンプルすることは、普通のことであることが当業者には理解されるであろう。したがって、下の説明の大部分は、離散的なサンプル信号を取り扱う。しかし、ある場合には、アナログ波形を参照する際に、概念的明瞭さを与えることにし、またこのような場合には、説明は、本発明により「あたかも」アナログであるかのように利用されているリードを取り扱うこととする。

30

【0028】

本発明の一実施形態は、一つ以上のEKGリードに入っているノイズ（この文脈で使用するかぎり、「ノイズ」は生理学的および非生理学的原因から生ずるノイズを含む）を量的に評価し、このような量的ノイズ評価に基づき、これら一つ以上的心電計リードの信号特性を（すなわち、どのリードが「良い」特性の信号であるかを決定する仕方）を決定する革新的方法を開示している。

【0029】

本発明の一実施形態において、EKGリード（または、等価的に、チャンネル、または信号）に入っているノイズの量的評価は、背景の章で述べた様々なノイズ源を単一測定基準に結合する不整合インジケータを使用することにより達成される。一実施形態では、この測定基準は、リードに現われる波形の中の連続するQ R S群の間の面積差に基づいて計算される。（ここに使用するかぎり、用語「連続する」は一つの群が順次に他の群に追従し、かつこのような順序が直接的な順序である必要はないことを意味しており、したがって、第1のQ R S群に第2のQ R S群が続き、第1のQ R S群に第3のQ R S群が続き、第1のQ R S群に第4のQ R S群が続くなどは、全てここに使用する「連続」の規程に適合している）。リードが本質的にノイズ皆無であると、面積差は小さい。他方、信号にかなりな量のノイズが入っていれば、連続するQ R S群の間の面積差は、ノイズが非生理学的または生理学的原因から生ずるかに無関係に、比較的大きくなりがちである。

40

50

【 0 0 3 0 】

一実施形態では、所定の一つ以上のEKGリードについて、多数のこのような面積差がある規定の期間にわたり計算する。その後、所定の一つ以上の信号特性の評価を面積差計算値の統計的分布の特性に基づいて行なう。比較的ノイズの無い信号については、面積差の分布は、最高点を有するものになる傾向があり、面積差の絶対値は小さくなる傾向がある。逆に、比較的ノイズの多い信号については、面積差の分布は、広がる傾向があり、面積差の絶対値は、比較的ノイズの無い信号の面積差に比較して大きくなりがちである。

【 0 0 3 1 】

注記したように、本発明の一実施形態は、一つ以上の選択されたEKGリードの波形内の連続するQRS群の間における一つ以上の面積比較を利用している。当業者は、このような比較は、連続する心電計QRS群が互いに正確な形状でまたは持続時間で複製されるることは稀であるという理由で、ありふれたものではないことを認識するであろう。したがって、このような連続波形を互いに対して参照する仕方を決定することは、このような比較に關係する問題の一つである。

10

【 0 0 3 2 】

本発明は、この問題を、ここでは「重心」という量を使用することにより解決している。この「重心」という概念は、各波形内の大きい部分が時間軸に沿ってどこに分布しているかを評価しようとするものである。この「重心」を計算してから、この波形がそれらそれぞれの「重心」の周りに如何に変化するかに基づいて波形の形態の類似性を比較するのに利用することができる。この「重心」点は、本発明の好適実施形態の内部で良く働くことが見いだされている図心類似の量である。

20

【 0 0 3 3 】

図1および図2を参照すると、図1は、アナログ形態で表した「重心」量を示す。「重心」量はアナログ形態で提示してあるが、それは、図2に提示しかつ一実施形態により利用されるその離散形態を容易に理解できるように重心量の理解を容易にするからである。図1に、重心を計算した2つの場合と共にアナログ重心方程式100を示してある。2つの場合において、 $x_0 = ゼロ(0)$ に設定された最初の基準点は任意に選択したものである。第1の場合102において、長方形波形104の重心を $x = ゼロ(0)$ の開始時刻および $x = 2$ の終了時刻で計算されるように示してあり、長方形波形104の重心106が $x = 1$ で発生するように得られる。第2の場合108では、長方形波形110の重心は、 $x = 1$ の開始時刻および $x = 3$ の終了時刻で計算されるように示してあり、長方形波形110の重心112が $x = 2$ で発生するように得られる。したがって、図1は、「重心」をその開始時刻および終了時刻に関係なく、かつある任意に選んだ基準点 x_0 に対するその位置に関係なく、波形について計算できることを明らかに示している。そのアナログ形態で表した「重心」の概念により、本発明の一実施形態の離散時間基準に適用する仕方を示すことができることが今や理解される。

30

【 0 0 3 4 】

次に、図2は、「重心」の概念をQRS群の「重心」（起点）を計算するのに離散的に適用する方法を示している。図2に示してあるのは、QRS群200である。また図2に示してあるのは最初の基準点 $t_{n_0} 202$ であり、これはそれが時間サンプルのある対称時間間隔の中心にあるかぎり、本質的に「自由選択」（ただしこれは本発明の一実施形態では、QRS検出器による検出器として各QRS波形のR波のピークであるように選択される）を構成しており、これを図2に最左サンプル $t_{n_0} - 18 \sim 204$ から最右サンプル $t_{n_0} + 18 \sim 208$ にまたがる296ミリ秒 / 37点間隔209として示してある。説明した実施形態では、サンプル窓の幅は、8ミリ秒おきに取った1サンプルのサンプリング割合で利用した296ミリ秒であることを理解すべきである。

40

【 0 0 3 5 】

上に挙げた数量は、方程式208でデルタ量210を計算するのに利用される。その後、デルタ量210は、「最初の基準点（ t_{n_0} ）」に加えられ（ t_{n_0} はQRS群の基準点を表し、したがってデルタ210はそれに対するものであるから）、「起点（ t_{n_0} ）」212を

50

見付ける。方程式 100 と方程式 208 とを比較することによりわかるように、「起点(t_{n_0})」212 は、概念的には上に説明した「重心」と同じであって、重心がある選択された最初の基準点を跨ぐ、ある対称的間隔の周りで計算するとき離散的時間で記述しただけである。

【0036】

図 1 および図 2 は、各起点が各個別 QRS 群波形についてある時間間隔にわたり如何に計算されたかを示している。一実施形態では、2つの連続する QRS 群波形が選択されている。その後起点を 2 つの選択された波の各々について計算する。続いて、比較する前に整列させるべき各 QRS 群波形上の点として 2 つの計算した起点を利用して波形の不整合を計算する。

10

【0037】

次に図 3 は、計算された起点が波形の不整合を計算するのに一実施形態においてどのように利用されるかを図式的におよび数学的に示している。図 3 に示してあるのは、第 1 の EKG 波形 300 および第 2 の EKG 波形 302 である。各 EKG 波形 300 および 302 は、それぞれ起点 304 および 306 を有し、これは図 2 の方法およびシステムに従って既に計算されていると仮定している。図示したように、計算された起点 304 および 306 は整列しており、その後、整列した起点 304 および 306 と共に位置にある水平軸 309 上の位置 308 は、基準点として使用され、このような基準点を n_0 と記してある。

【0038】

20

基準点 n_0 の決定に続いて、EKG 波形 300 および 302 を面積差について比較する。一実施形態は、2つの QRS 群の間の不整合を 2 つの QRS 群の間の面積差に基づき、512 倍拡大した正規化絶対値計量を使用して計算している。本発明の好適実施形態は、サンプル窓の左縁 314 を基準点 n_0 の左に 12 サンプルと規定して、およびサンプル窓の右縁 316 を基準点 n_0 の右に 25 サンプルと規定して、幅 38 サンプルの窓 312 にわたり不整合を計算している。

【0039】

一実施形態では、上に記した窓にわたり計算した不整合を表すのに使用する方程式は方程式 318 である。方程式 318 を参照して分かるように、サンプル窓の上縁および下縁は、方程式 318 の加算に関する指数により表示されている。方程式 318 の分子 320 は、QRS 群 300 と 302 との間の差の絶対値を表しており、従って正確に整合した QRS 群の分子 320 は、0(完全整合)まで加算され、全く反対の QRS 群の分子 320 は、波形の絶対値の和の 2 倍の一定数まで加算される。分母 322 は、正規化係数として働き、QRS 群の絶対値の和の 2 倍に等しくなり、それにより方程式 318 を正規化するのに役立ち、得られる商を 0(QRS 群間の完全な整合)と 1(鏡反射的に反対の QRS 群)との間の一定数にする。方程式 318 の商に次に 512 の拡大係数だけ乗じて、一層作業しやすくし、乗算の結果を今後不整合指標 324 という。

30

【0040】

2 つの起点および図 3 に関連して説明した仕方で計算した QRS 群不整合を用いると、面積差について 2 つの連続する QRS 群を互いに対して比較する 2 つの比較はあたかも完全であるように思われ、実際一実施形態ではそうである。しかし、他の実施形態では、不整合の最小量を見いだそうとするためには、計算した起点が整列する基準点 n_0 の周りに QRS 群を前後に幾らか「移動」させるのが有利であることが見いだされている。このような最小不整合値を見いだす率直な方法は、波形を一定サンプル数(例えば、いずれかの方向に 8 サンプル)次々に移動させ、各移動点で不整合値を計算し、次に最小計算値として QRS 群間の最小不整合を選択することである。しかし、一実施形態は、もっと計算効率のよい移動動作を利用している。この計算的に有利な移動動作を図 4 に示す。

40

【0041】

次に図 4 は、最小量の不整合を探す際の第 2 の QRS 群に対する第 1 の QRS 群の移動を示している。図 4 に示したのは、最初、第 1 の QRS 群が第 2 の QRS 群に対して基準点

50

n_0 の周りに移動することである。基準点 n_0 における不整合を図4に MM_0 （基準点 n_0 における不整合）として図示してある。第1のQRS群を第2のQRS群に対して移動した状態での様々な点における不整合を下つき符号の MM として示してあり、この場合、「 MM 」は、基準点 n_0 に対して符号つき整数のサンプルだけ（負数は左移動を示し、正数は右移動を示す）移動した第1のQRS群と基準点 n_0 に固定されたままになっている（すなわち、移動しない）第2のQRS群との間の不整合の計算値を表している。例えば、 MM_1 は基準点 n_0 に対して右に1サンプル移動した第1のQRS群と基準点 n_0 に固定されたままになっている第2のQRS群との間の不整合の計算値を意味していると解釈される。

【0042】

10

図4に示してあるのは、第2のQRS群が基準点 n_0 に固定されたままになっている状態で、第1のQRS群が基準点 n_0 の左に1サンプル移動した状態で計算した第1のQRS群と第2のQRS群との間の不整合、および第1のQRS群が基準点 n_0 の右に1サンプル移動した状態で計算した第1のQRS群と第2のQRS群との間の不整合を示す初期移動論理400である。図4に示したとおり、基準点 n_0 における不整合が波形を1サンプル左にまたは1サンプル右に移動した状態で計算した不整合より小さいことがわかれば、起点における不整合は、最小不整合であるように思われ、したがって基準点 n_0 における不整合値（すなわち、 MM_0 ）は MM_M （最小不整合値）に割り当てられるように図示される。

【0043】

20

その後、移動論理402は、左への移動が基準点 n_0 における不整合値 (MM_0) および左から右への移動について計算した不整合値の双方より少ないか等しい計算不整合値 (MM_{-1}) を生じた場合に、左への移動時に計算した不整合値（例えば、 MM_{-2} 、 MM_{-3} 、 MM_{-4} 等）がその後このような左方への移動が不整合を増大させるまで関わりあい、不整合を増大させる時点で、不整合の増大の前に記録された不整合値が最小不整合であると記録されるということを示している。全ての不整合値が等しければ（すなわち、 $MM_{-1} = MM_0 = MM_1$ ）、移動は行なわれず、また80以下の不整合値が得られれば、移動は終了して処理資源を保存することに注目すべきである。

【0044】

30

移動論理404は、右方移動が基準点 n_0 における不整合値 (MM_0) より少なくかつ左方移動により生じた計算移動 (MM_{-1}) より少ない計算不整合値 (MM_1) を生じた場合を示している。右方移動時に計算した不整合値（例えば、 MM_2 、 MM_3 、 MM_4 等）はその後このような右方への移動が不整合を増大させるまでかかわりあい、不整合を増大させる時点で、不整合の増大の前に記録された不整合値が最小不整合であると記録される。全ての不整合値が等しければ（すなわち、 $MM_{-1} = MM_0 = MM_1$ ）、移動は行なわれず、また80以下の不整合値が得られれば、移動は終了して処理資源を保存することに注目すべきである。

【0045】

40

今や最小不整合を知って、ある時間基準にわたり計算した不整合の累積記録を記録することができる。好適な実施形態では、このような記録に対して選択される手段はヒストグラムであるが、当業者は色々な多数の記録手段を利用できることを理解するであろう。

【0046】

既に説明したように、好適な実施形態では、不整合を指示するのに、数0が比較される2つの波形が実質的に同一であることを示し、数512が比較される2つの波形が各局面において実質的に鏡像的に反対であることを示すようにして、拡大値が使用されている。したがって、記録された拡大値の累積記録を保存することができ、次にこれを使用して心臓機能の波形表現の特性を決定することができる。

【0047】

本発明の一実施形態は、関連する各リードについて所定期間にわたり隣接QRS群の計算面積差のヒストグラムを保持している。その後、ヒストグラムを直接利用することができ

50

(例えは、最高スパイク値は面積差の大部分が入る場所を示し、これを次にある閾値に対して利用して信号の「ノイズの多さ」を評価することができる)または累積ヒストグラムをヒストグラムから得て、ある閾値に対して利用して、信号の「ノイズの多さ」を評価することができる。すなわち、不整合分布の小さい(すなわち、スケール上でエネルギー濃縮が低く、分布が一層「ピーク型」である)ヒストグラムまたは累積ヒストグラム(すなわち、累積エネルギーがスケールの低い方に濃縮している)を与えるEKGリードを大きい不整合値および/または分布を有するリードより、自動分析について良好な信号特性を有すると考えることができる。上述に加えて、当業者は、幾つかの他の選択項目がヒストグラムの視覚検査、最頻値の調査、中央値、種々のリードに対するヒストグラムの平均等のような不整合の尺度に利用できることを認識するであろう。

10

【0048】

次に図5は、2つの信号またはQRS群の波形を示しており、この場合、第1の信号は第1のEKGリードから発しており、リード501と記され、第2の信号は第2のEKGリードから発しており、リード502と記されている。リード501および502の下に2つの欄504および506がある。欄504は、リード501に直接順次に現われる群の間の計算面積差およびリード502に直接順次に現われる群の間の計算面積差を示す。欄504は、下記から構成されている。1分のデータに基く、それぞれリード501および502の波形に現われる直接順次に連続するQRS群の間の面積差の2つのヒストグラム508および509と、3分のデータに基く、それぞれリード501および502の波形に現われる直接順次に連続するQRS群の間の面積差の2つのヒストグラム510および511と、5分のデータに基く、それぞれリード501および502の波形に現われる直接順次に連続するQRS群の間の面積差の2つのヒストグラム512および513と、データの全体の記録(30分)に基く、それぞれリード501および502の波形に現われる直接順次に連続するQRS群の間の面積差の2つのヒストグラム514および515とである。ヒストグラム508, 510, 512, 514から、リード501の群の大部分が、データの移動するコースにわたり、ほぼ約20を中心として、かなり狭い分布をなして集中している不整合係数を有していることが検査によりわかる。ヒストグラム509, 511, 512, 515からわかるように、リード502の群の大部分が、データの移動する範囲にわたり、約100を中心として、かなり広い分布をなして集まっている不整合要素を有していることが検査によりわかる。したがって、上に記したヒストグラムの検査を、リード501からのデータが非常にノイズの多いものでなく、一方リード502からのデータが幾らか実質的にもう少しノイズが多いものであると決定するのに使用できる。

20

【0049】

欄506は、下記のヒストグラム508, 510, 512, 514のそれに対する累積ヒストグラム516, 518, 520, 522、およびヒストグラム509, 511, 513, 515のそれに対する累積ヒストグラム517, 519, 521, 523から構成されている。累積ヒストグラム516, 518, 520, 522を参照してわかるように、リード501の不整合数の約90パーセントは、移動範囲にわたり約80より下にある。対照的に、それぞれ累積ヒストグラム517, 519, 521, 523を参照してわかるように、リード502の不整合数の約90パーセントは、移動の範囲にわたり120より下にあった。

30

【0050】

当業者は、不整合要素の挙動を追跡する多数に技術が存在し、ヒストグラムおよび累積ヒストグラムはその中の2つに過ぎないことを認識するであろう。更に、当業者は、例えは平均、中位数、最頻数、分散および標準偏差の計算のような、ヒストグラムの意味を評価するのに利用できる目視検査以外の多数の技術が存在することを認識するであろう。

40

【0051】

次に図6および図7は、直接順次であるQRS群および直接順次でないQRS群について、ヒストグラムおよび累積ヒストグラム双方の形で提示した、得られた信号特性の測定量を伴う入力EKG波形リードを示している。図6および図7は、本発明の一実施形態が直

50

接順次である連続 Q R S 群および直接順次でない連続 Q R S 群の双方について信号特性を評価することができるということが非常に役立つことを証明できることを実証している。図 6 は、2つの信号または Q R S 群の波形を示しており、この場合、第 1 の信号は第 1 の E K G リードから発しており、リード 5 5 1 と記され、第 2 の信号は第 2 の E K G リードから発しており、リード 5 5 2 と記されている（当業者はリード 5 5 1 および 5 5 2 は2段脈を示していることを認識するであろう）。リード 5 5 1 および 5 5 2 の下に、2つの欄 5 5 4 および 5 5 6 がある。欄 5 5 4 は、リード 5 5 1 に直接順次に現われる群の間の計算面積差、およびリード 5 5 2 に直接順次に現われる群の間の計算面積差を表している。欄 5 5 4 は、下記から構成されている。1分のデータに基づき、それぞれリード 5 5 1 および 5 5 2 の波形に現われる直接順次に連続する Q R S 群の間の面積差の2つのヒストグラム 5 5 8 および 5 5 9 と、3分のデータに基づき、それぞれリード 5 5 1 および 5 5 2 の波形に現われる直接順次に連続する Q R S 群の間の面積差の2つのヒストグラム 5 6 0 および 5 6 1 と、5分のデータに基づき、それぞれリード 5 5 1 および 5 5 2 の波形に現われる直接順次に連続する Q R S 群の間の面積差の2つのヒストグラム 5 6 2 および 5 6 3 と、データの記録全体（30分）に基づき、それぞれリード 5 5 1 および 5 5 2 に直接順次に現われる群の間面積差の2つのヒストグラム 5 6 4 および 5 6 5 とである。
10

【 0 0 5 2 】

ヒストグラム 5 5 8 , 5 6 0 , 5 6 2 , 5 6 4 から、検査によってリード 5 5 1 の群の大部分がデータの移動する範囲にわたり、どこかに真に集中している不整合要素を有していることを容易には認めることができないし、またこのようなヒストグラムがヒストグラムの分布に関して多くの情報を発生することもない。ヒストグラム 5 5 9 , 5 6 1 , 5 6 3 , 5 6 5 からわかるように、検査によってリード 5 5 2 の群の大部分がデータの移動する範囲にわたり、どこかに真に集中している不整合要素を有していることを容易には見ることができないし、またこのようなヒストグラムがヒストグラムの分布に関して多くの情報を発生することもない。真の集中の欠如および不安定な分布のため、上に記したヒストグラムの検査は、図 5 に関連して説明したリード 5 0 1 および 5 0 2 のヒストグラムのように、リード 5 5 1 またはリード 5 5 2 からデータの特性を決定するのに容易には使用することができない。
20

【 0 0 5 3 】

欄 5 5 6 は、ヒストグラム 5 5 8 , 5 6 0 , 5 6 2 , 5 6 4 のそれに対する累積ヒストグラム 5 6 6 , 5 6 8 , 5 7 0 , 5 7 2 、およびヒストグラム 5 5 9 , 5 6 1 , 5 6 3 , 5 6 5 のそれに対する累積ヒストグラム 5 6 7 , 5 6 9 , 5 7 1 , 5 7 3 から構成されている。累積ヒストグラム 5 6 6 , 5 6 8 , 5 7 0 , 5 7 2 を参照し、並びに、累積ヒストグラム 5 6 7 , 5 6 9 , 5 7 1 , 5 7 3 をそれぞれ参照してわかるように、リード 5 5 1 および 5 5 2 に対する前述の累積ヒストグラムを、図 5 に関連して説明したリード 5 0 1 および 5 0 2 に対する累積ヒストグラムのように、不整合要素の大部分が存在する場所を決定するのに簡単に使用することができない。
30

【 0 0 5 4 】

図 7 は、図 6 で説明した2つの信号、または、Q R S 群の波形を再び示しており、そこでは第 1 の信号は、第 1 の E K G リードから発しており、リード 5 5 1 と記され、第 2 の信号は、第 2 の E K G リードから発しており、リード 5 5 2 と記されている。リード 5 5 1 および 5 5 2 の下に、2つの欄 5 7 4 および 5 7 6 がある。欄 5 7 4 は、リード 5 5 1 に順次に3つおきに現われる Q R S 群の間の計算面積差およびリード 5 5 2 に順次に3つおきに現われる Q R S 群の間の計算面積差を表している。欄 5 7 4 は、下記から構成されている。すなわち、1分のデータに基づき、それぞれリード 5 5 1 および 5 5 2 の波形に現われる順次に3つおきに連続する Q R S 群の間の面積差の2つのヒストグラム 5 7 8 および 5 7 9 と、3分のデータに基づき、それぞれリード 5 5 1 および 5 5 2 の波形に現われる順次に3つおきに連続する Q R S 群の間の面積差の2つのヒストグラム 5 8 0 および 5 8 1 と、5分のデータに基づき、それぞれリード 5 5 1 および 5 5 2 の波形に現われる順次に3つおきに連続する Q R S 群の間の面積差の2つのヒストグラム 5 8 2 および 5 8 3
40
50

と、データの記録全体（30分）に基づき、それぞれリード551および552に3つおきに順次に現われるQRS群の間の面積差の2つのヒストグラム584および585とである。

【0055】

不整合が3番目の順序のQRS群に関して描かれたという事実が、視覚検査により、図6のヒストグラムおよび累積ヒストグラムよりはるかに多い情報を生ずることができるヒストグラムおよび累積ヒストグラムを与えてきたことに注目すると、ヒストグラム578, 580, 582, 584から、検査によりリード551の群の大部分が、データの移動する範囲にわたり、約20を中心として、かなり狭い分布で集中している不整合要素を有していることがわかる。ヒストグラム579, 581, 583, 585からわかるように、検査によりリード552の群の大部分が、データの移動する範囲にわたり、約100を中心として、かなり広い分布で集中している不整合要素を有していることがわかる。したがって、これまで注目したヒストグラムの検査を使用してリード551からのデータが非常にノイズの多いものではなく、一方リード552からのデータが幾分実質的にノイズの多いものであるということを確認することができる。

10

【0056】

欄576は、下記から構成されている。すなわち、ヒストグラム578, 580, 582, 584のそれぞれに対する累積ヒストグラム586, 588, 590, 592、およびヒストグラム579, 581, 583, 585のそれぞれに対する累積ヒストグラム587, 589, 591, 593である。累積ヒストグラム586, 588, 590, 592を参照して分かるように、リード551の不整合の数の約90パーセントは、コース上約100より下にあった。対照的に、それぞれ、累積ヒストグラム587, 589, 591, 593を参照してわかるように、リード552の不整合の数の約90パーセントは、コース上約150より下にあった。

20

【0057】

次に、図8は、上に説明した方法およびシステムにより表された一実施形態を実施するのに利用できるシステムを示している。図8に示してあるのは、EKGデータの入っている一つ以上のリードから構成することができる入力EKGデータ600である。入力EKGデータ600は、実質的に同時に、検出フィルタ602および波形分析フィルタ604に送り込まれる。

30

【0058】

検出フィルタ602の出力（後の入力EKGデータ）は、QRS検出手段606に受け入れられ、QRS検出手段606は、各流れのQRS群を検出して、連続するQRS群を比較することができるようとする。QRS検出手段606の出力は、起点計算手段608に送られる。

【0059】

起点計算手段608は、QRS検出手段606からの入力および波形分析フィルタ604からの入力（フィルタリング後の入力EKGデータ）を受け入れる。起点計算手段608は、比較すべき連続する波形の起点を計算する。起点計算手段608の出力は、QRS群保存手段612に送られる。

40

【0060】

QRS群保存手段612は、波形分析フィルタ604および起点計算手段608から入力を受け入れる。QRS群保存手段612は、QRS群をQRS群蓄積手段614に蓄積し、また波形分析フィルタ604および起点計算手段608から受け取った信号により不整合計算手段616に送る。不整合計算は連続するQRS群に関して行なわれることは、既に説明した。これが如何に達成できるかを、QRS群蓄積手段614と不整合計算手段616とを接続する破線により図示してある。

【0061】

QRS群の不整合計算を連続して行なうためには、現在のQRS群と比較するために、始めに格納してあるQRS群にアクセスする必要がある。このような場合において、不整合

50

計算手段 616 は、QRS群蓄積手段 614 と不整合計算手段 616 とを接続する破線により示したように、このような先に格納してある QRS 群を QRS 群蓄積手段 614 から得る。

【0062】

不整合計算手段 616 は、入力 EKG データ 600 からの一つ以上の選択されたリードに現われる連続する QRS 群の間の不整合を計算する。その後、一つ以上の選択されたリードに対する不整合を、不整合値保存手段 618 に送る。不整合値保存手段 618 は、一つ以上の所定リードに対する不整合値を不整合値蓄積手段 620 に蓄積し、また不整合計算手段 616 から受け取った信号をヒストグラム / 累積ヒストグラム発生手段 622 に送る。不整合計算は QRS 群に関して連続的に行なわれること、並びに、ヒストグラムおよび累積ヒストグラムを QRS 群に関して連続的に行なわれるこのような不整合計算により発生できることを、既に説明してある。これを如何に達成できるかを、不整合値蓄積手段 620 とヒストグラム / 累積ヒストグラム発生手段 622 とを接続する破線により示してある。10

【0063】

QRS 群の連続不整合計算のためのヒストグラムおよび累積ヒストグラムを達成するためには、このような不整合計算時に描かれた QRS 群にアクセスする必要がある。このような場合には、ヒストグラム / 累積ヒストグラム発生手段 622 は、このような始めに格納した不整合を、ヒストグラム / 累積ヒストグラム発生手段 622 と不整合値蓄積手段 620 とを接続する破線により示したように、不整合値蓄積手段 620 から得る。20

【0064】

その後、ヒストグラム / 累積ヒストグラム発生手段 622 は、一つ以上の所定のリードに対して発生されたヒストグラムおよび累積ヒストグラムを（直接順次のまたは直接順次でない QRS 群のいずれかおよび / または双方について）ヒストグラム / 累積ヒストグラム蓄積手段 624 および分析判断論理手段 626 に送る。ヒストグラム / 累積ヒストグラム蓄積手段 624 および分析判断論理手段 626 を接続する破線により示したのは、分析判断論理手段 626 が QRS 群をヒストグラム / 累積ヒストグラム蓄積手段 624 からそのようなものを取り出すことにより、以前の QRS 群から計算した不整合に関して描いたヒストグラムおよび累積ヒストグラムを利用することもできるということである。

【0065】

分析判断論理手段 626 は、ヒストグラム / 累積ヒストグラムのデータを利用して信号特性に基づき、一つ以上の所定リードの等級を定め、特性等級信号 628 を出力する。30

【0066】

図 9 は、本発明の一実施形態がリード評価を行なう上述の方法およびシステムを利用する仕方を絵文字的に示す高レベル部分概略図である。図示してあるのは、QRS 群が入力 EKG データ 600 の各リード上の波形に入っている場所を示す QRS 検出手段 606 の出力に関連する入力 EKG データ 600 の波形である。図 9 では、QRS 検出手段 606 から受け取った QRS 波形（QRS 検出手段 606 により指示されているもの）の場所は破線の長方形 700 により示してある。

【0067】

その後、図示してあるのは、各波形の起点を計算する QRS 検出手段 606 の情報の使用およびその起点を計算した状態で QRS 群を保存することを示す動作 702 である。40

【0068】

図示してあるのは、その後格納された QRS 群を、選択された一つ以上のリードにある連続する（上に説明したように、「連続する」を直接順次 704、または交番順次 706、または第 4 番目順次、第 5 番目順次等の順番列 705 を意味すると解釈できる） QRS 群の間の不整合を計算するのに利用できるということである。図示したように、直接に連続するこれら心搏波形の不整合を隣接する脈拍貯蔵部 707 に保存することができ、一方交互連続するこれら心搏 QRS 群を交互脈拍貯蔵部 708 に保存することができ、一方第 4 番目順次、第 5 番目順次等の順番列の QRS 群を貯蔵部 709 に保存することができる。50

(第4番目順次、第5番目順次等の順番列705および脈拍貯蔵部709は、直接順次および交番順次波に加えてこのようなシーケンスを使用できることを明瞭にするのに提示したものであるため、これ以上説明しない。しかし、このような第4番目順次、第5番目順次等の順番列は、下に説明するように、直接および交番順番列に類似の仕方で使用できる。)

【0069】

その後、保存した不整合情報は、ヒストグラム発生動作712によって示すように不整合値710のヒストグラムを発生するために使用できる。次にこのようにして計算したヒストグラムは、累積ヒストグラム発生動作716によって示すように不整合値714の累積ヒストグラムを発生するために使用できる。

10

【0070】

その後、不整合値714の累積ヒストグラムは、一つ以上の所定のリードの累積ヒストグラムを分析して、一つ以上の選択されたリードの特性を評価し、前記評価した特性に基づきリードの等級順位を付けることができる分析回路718に送られる。

【0071】

次に、図10を参照すると、本発明の例示実施形態の方法およびシステムに従って利用することができるデータ処理装置の図式表現が描かれている。本発明の例示されている実施形態により与えられる方法およびシステムを、図10に示すデータ処理装置で実施することができる。装置ユニット822、ビデオ表示端末824、キーボード826およびマウス828を備えたコンピュータ820を示してある。コンピュータ820は、市場入手可能なメインフレームコンピュータ、ミニコンピュータまたはマイクロコンピュータのような、どんな適切な強力コンピュータでもよい。

20

【0072】

図11は、本発明の例示実施形態の方法およびシステムに従って利用できる代表的ハードウェア環境の図である。図11は、本発明の例示実施形態が実施することが可能であるコンピュータ820における選択された構成要素を示す。システムユニット822は、通常のマイクロプロセッサのような中央処理装置(CPU)931、およびシステムバス932により相互に接続されている多数の他の装置を備えている。コンピュータ820は、随時読み書き記憶装置(RAM)934、読み専用記憶装置(ROM)936、装置母線932をビデオ表示端末824に接続する表示アダプタ937および周辺装置(例えば、ディスクおよびテープ駆動機構)をシステムバス932に接続するためのI/Oアダプタ939を備えている。ビデオ表示端末824はコンピュータ820の視覚出力であり、これはコンピュータハードウェアの業界で周知のCRT主体のビデオ表示装置である。しかし、携帯用またはノートブック型コンピュータの場合には、ビデオ表示端末824を、LCD主体のまたは気体プラズマ主体のフラットパネル表示装置で置き換えることができる。コンピュータ820は更に、キーボード826、マウス828、スピーカ946、マイクロフォン948および/またはタッチスクリーン装置(図示せず)のような他のユーザインターフェイス装置をシステムバス932に接続するためのユーザインターフェイスアダプタ940を備えている。通信アダプタ949はコンピュータ820をデータ処理ネットワークに接続する。

30

【0073】

RAM934、ROM936、磁気ディスク、磁気テープまたは光ディスク(最後の3つはディスクテープ駆動機構933に設置される)のような適切な機械読み可能な媒体が、本発明の例示された実施形態の方法およびシステムを実行させることができる。適切な動作装置および関連图形ユーザインターフェイスがCPU931に命令を与えることができる。CPU931に関連して、タッチスクリーン技術または人間の音声制御のような、他の技術が利用できる。他に、コンピュータ820は、コンピュータ記憶装置950に入っている制御プログラム951を備えている。制御プログラム951は、CPU931で実行するとき図1～図9に関連して説明した必要な動作を行なう指令を備えている。

【0074】

40

50

当業者は図11に示したハードウェアが特定の用途について変わることがあることを認識するであろう。例えば、光ディスク媒体、オーディオアダプタまたはコンピュータハードウェアの業界で周知のP A LまたはE P R O Mプログラミング装置のようなチッププログラミング装置等のような他の周辺装置を、既に示したハードウェアに加えてまたは代わりに利用することができる。

【0075】

最終事項として、本発明の例示実施形態を完全に機能的な計算装置について説明してきたし、説明し続けるが、当業者は、本発明の例示実施形態の機構は、多様な形態でプログラム製品として供給することができること、および本発明の例示実施形態は実際に供給を行なうのに使用される特定の形式の信号支持媒体に関係なく等しく適用できることを認識するであろう。信号支持媒体の例にはフロッピーディスク、ハードディスク駆動機構、C D - R O Mのような記録可能な形式の媒体、およびデジタルおよびアナログの通信リンクのような伝送形式の媒体がある。

10

【0076】

例示された実施形態を特に図示し説明したが、当業者は、例示実施形態の精神および範囲から逸脱することなく、それに形態および細目に色々な変更を加えることができることを理解するであろう。

【0077】

以下に本発明の実施の形態を要約する。

1. 心電計による測定から得られる心臓機能を表す信号の特性を決定する方法であって、
心臓機能を表す少なくとも一つの信号を測定する信号測定ステップ(600)と、
前記信号測定ステップに応じて、生理学的および非生理学的な原因に依るノイズの測定を行なうノイズ測定ステップ(704, 706)と、
前記ノイズ測定ステップに応じて、心臓機能を表す前記少なくとも一つの信号の特性を示す指示ステップ(718)と、
を有する心臓機能を表す信号の特性を決定する方法。

20

【0078】

2. 前記ノイズ測定ステップは、
前記少なくとも一つの信号中の連続するQ R S群の間の不整合を計算する計算ステップ(704, 706)と、
前記計算ステップに応じて、前記少なくとも一つの信号中の連続するQ R S群の間の不整合の累積記録を保持する保持ステップ(712, 716)と、
をさらに有する上記1記載の心臓機能を表す信号の特性を決定する方法。

30

【0079】

3. 前記保持ステップは、少なくとも一つの面積信号中の連続するQ R S群の間の不整合のヒストグラムを記録する記録ステップ(712)をさらに有する上記2記載の心臓機能を表す信号の特性を決定する方法。

【0080】

4. 前記指示ステップは、
前記少なくとも一つの信号中の連続するQ R S群の間の不整合の前記ヒストグラムの少なくとも一つの分布を比較する比較ステップと、
前記比較ステップに応じて、前記少なくとも一つの測定信号の等級順序を決定する等級順位決定ステップと、
をさらに有している上記3記載の心臓機能を表す信号の特性を決定する方法。

40

【0081】

5. 前記少なくとも一つの信号の等級順序を決定する等級順位決定ステップをさらに有する上記1記載の心臓機能を表す信号の特性を決定する方法。

【0082】

6. 心電計による測定から得られる心臓機能を表す信号の特性を決定するシステムであつて、

50

心臓機能を表す少なくとも一つの信号を測定する信号測定手段(600)と、前記信号測定手段に応じて、生理学的および非生理学的原因に依るノイズの測定を行うノイズ測定手段(602乃至618)と、前記ノイズ測定手段に応じて、心臓機能を表す前記少なくとも一つの信号の特性を示す指示手段(626, 628)と、を有することを特徴とする心臓機能を表す信号の特性を決定するシステム。

【0083】

7. 前記ノイズ測定手段は、前記少なくとも一つの信号中の連続するQ R S群の間の不整合を計算する計算手段(612, 614, 616)と、前記計算手段に応じて、前記少なくとも一つの信号中の連続するQ R S群の間の不整合の累積記録を保持する保持手段(622, 624)と、をさらに有する上記6記載の心臓機能を表す信号の特性を決定するシステム。

【0084】

8. 前記保持手段は更に、一つ以上の面積信号中の連続するQ R S群の間の不整合のヒストグラムを記録する記録手段(624)をさらに有する上記7記載の心臓機能を表す信号の特性を決定するシステム。

【0085】

9. 一つ以上の信号の特性を指示する前記手段は、前記少なくとも一つの信号中の連続するQ R S群の間の不整合のヒストグラムの少なくとも一つの分布を比較する比較手段(626)と、前記比較手段に応じて、前記少なくとも一つの測定信号の等級順序を決定する等級順位決定手段(628)と、をさらに有する上記8記載の心臓機能を表す信号の特性を決定するシステム。

【0086】

10. 前記少なくとも一つの信号の等級順序を決定する等級順位決定手段をさらに有する上記8記載の心臓機能を表す信号の特性を決定するシステム。

【0087】

【発明の効果】
以上に詳述したように、この発明に係わる心臓機能を表す信号の特性を決定する方法は、心電計測定から得られる、心臓機能を表す信号を特性を表示するために、心臓機能を表す一つ以上の信号を測定するステップと、測定する前記ステップに応じて、生理学的および非生理学的原因により描かれたノイズ測定基準を生成するステップと、前記生成するステップに応じて、心臓機能を表す一つ以上の信号の特性を指示するステップとを有することにより、心臓機能の一つ以上の波形表現の量的および質的評価の双方を与えることができる。

【0088】

また、この発明に係わる心臓機能を表す信号の特性を決定するシステムは、心電計測定から得られる、心臓機能を表す信号の特性を決定するために、心臓機能を表す一つ以上の信号を測定する手段と、測定する前記手段に応じて、生理学的および非生理学的原因により描かれたノイズ測定基準を生成する手段と、前記生成する手段に応じて、心臓機能を表す一つ以上の信号の特性を指示する手段とを有することによって、心電計の一つ以上のリードに現われるもののような、心臓機能の一つ以上の波形表現の量的および質的評価の双方を与えることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 アナログ形で表した「重心」量を示す説明図である。

【図2】 Q R S群の「重心」(基準点)を計算する仕方を説明する説明図である。

【図3】 波形の不整合を計算する仕方を説明する説明図である。

【図4】 最小量の不整合を探す際に一つの波形を他の波形に対して移動することを示す説明図である。

10

20

30

40

50

【図5】ヒストグラムおよび累積ヒストグラムの両形態で表された合成信号測定値を持つ入力EKG波形リードを示す説明図である。

【図6】直接順次のQRS波形および直接非順次のQRS波形について、ヒストグラムおよび累積ヒストグラムの両形態で表された合成信号測定値を持つ入力EKG波形リードを示す説明図である。

【図7】直接順次のQRS波形および直接非順次のQRS波形について、ヒストグラムおよび累積ヒストグラムの両形態で表された合成信号測定値を持つ入力EKG波形リードを示す説明図である。

【図8】一実施形態を実施するのに利用できるシステムを示す説明図である。

【図9】リード評価を達成する仕方を高レベルの部分概略図である。

10

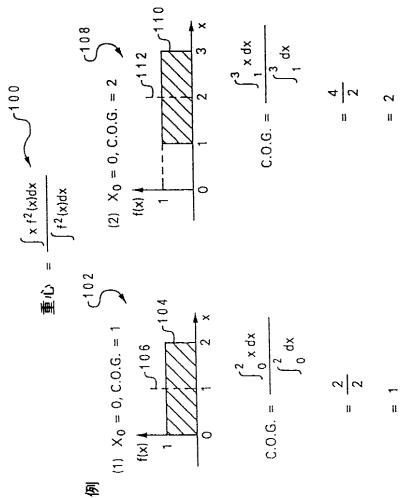
【図10】データ処理装置を示す説明図である。

【図11】代表的ハードウェア環境を示すブロック説明図である。

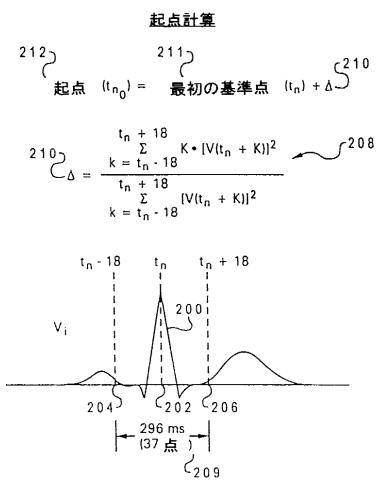
【符号の説明】

2 0 0	QRS群	
2 0 2	基準点	
2 1 2	起点	
3 0 0 , 3 0 2	波形	
5 0 1 , 5 0 2 , 5 5 1 , 5 5 2	リード	
6 0 0	入力ECGデータ	20
6 0 2	検出フィルタ	
6 0 4	波形分析フィルタ	
6 0 6	QRS検出手段	
6 0 8	起点計算手段	
6 1 2	QRS群保存手段	
6 1 4	QRS群蓄積手段	
6 1 6	不整合計算手段	
6 1 8	不整合値保存手段	
6 2 0	不整合値蓄積手段	
6 2 2	ヒストグラム / 累積ヒストグラム発生手段	
6 2 4	ヒストグラムおよび累積ヒストグラム蓄積手段	30
6 2 6	分析判断論理手段	
6 2 8	特性等級信号	

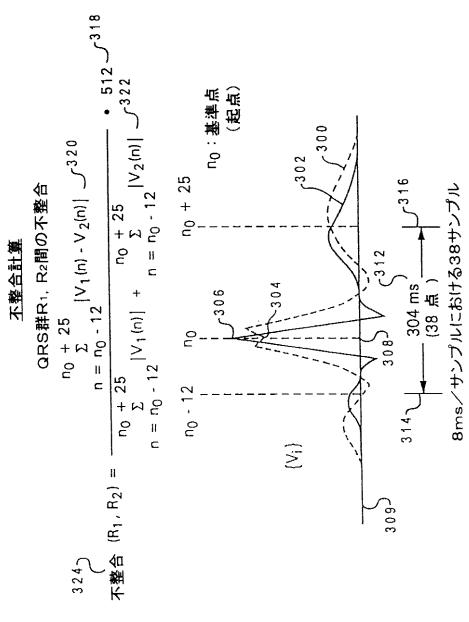
【図1】



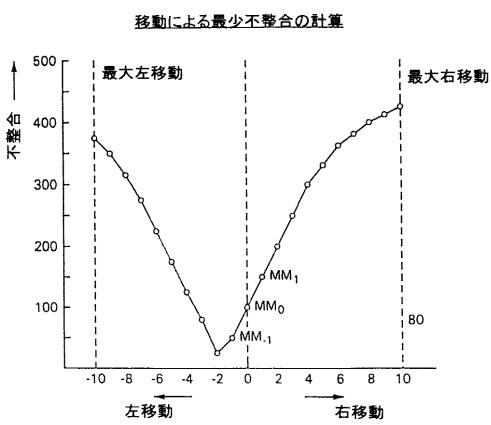
【図2】



【図3】



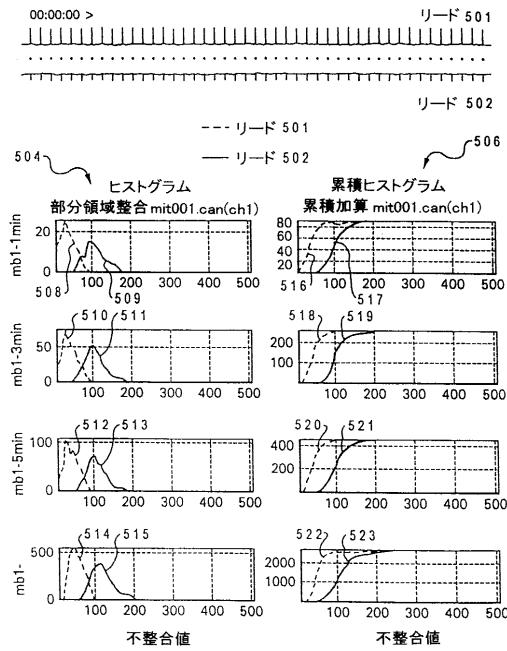
【図4】



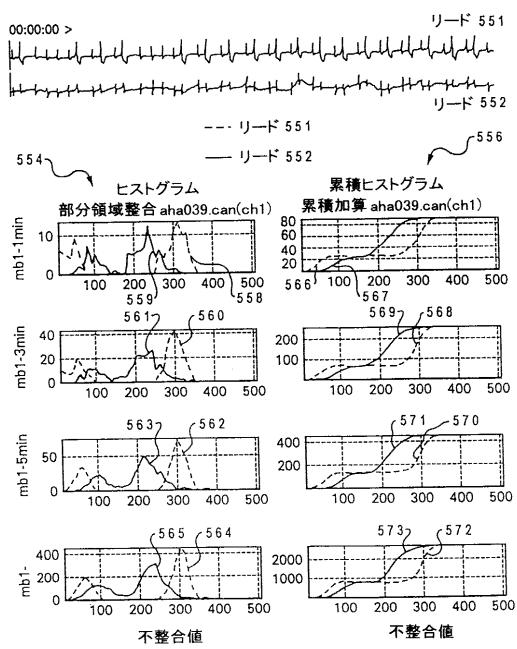
最小不整合 MM_M は、10サンプル移動まで一方の方向に検索される。

$MM_0 \leq MM_{-1}$ かつ $MM_0 \leq MM_1$: ならば、移動なし～400
 $MM_M \leftarrow MM_0$ 402
 $MM_{-1} \leq MM_0$ かつ $MM_{-1} \leq MM_1$ (但し、 $MM_{-1} = MM_0 = MM_1$) ならば
 $MM_{n-1} > MM_n$ かつ $MM_n < 80$ となるまで左移動
 $MM_M \leftarrow MM_n$ 404
 $MM_1 \leq MM_0$ かつ $MM_1 \leq MM_{-1}$ (但し、 $MM_{-1} = MM_0 = MM_1$) ならば
 $MM_{n+1} > MM_n$ かつ $MM_n < 80$ となるまで右移動
 $MM_M \leftarrow MM_n$

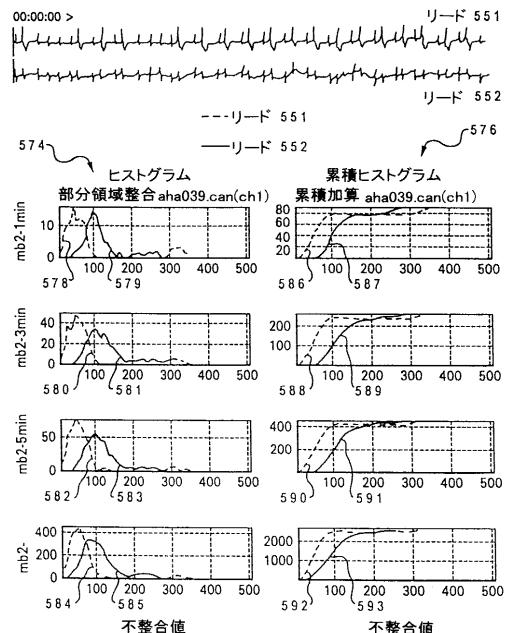
【図5】



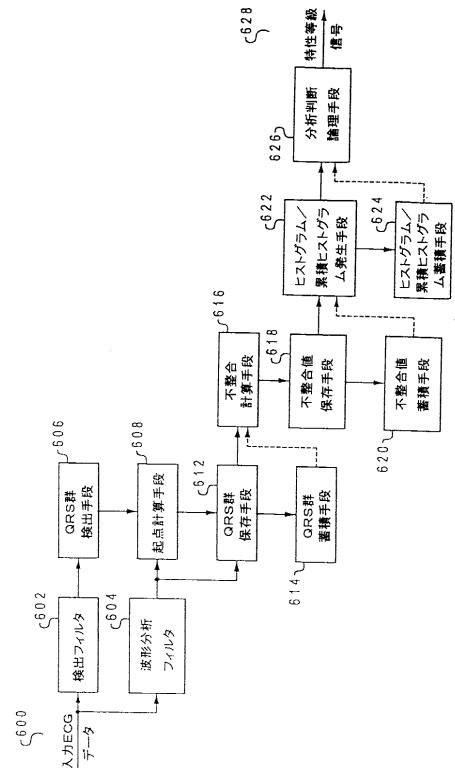
【図6】



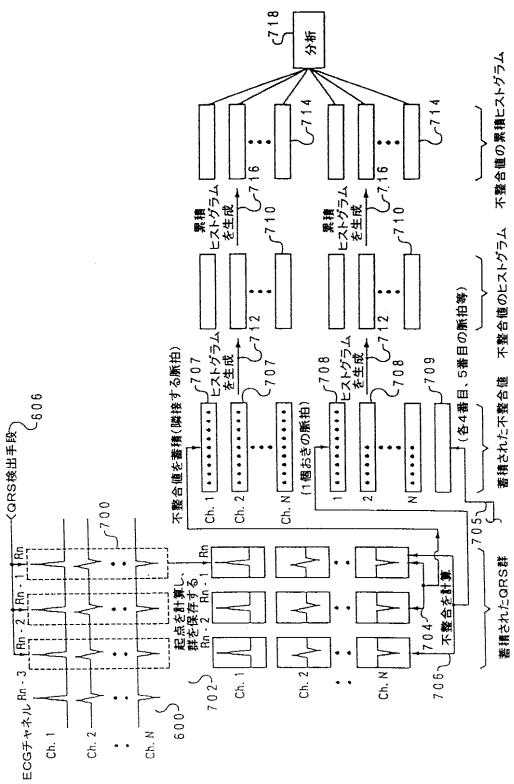
【図7】



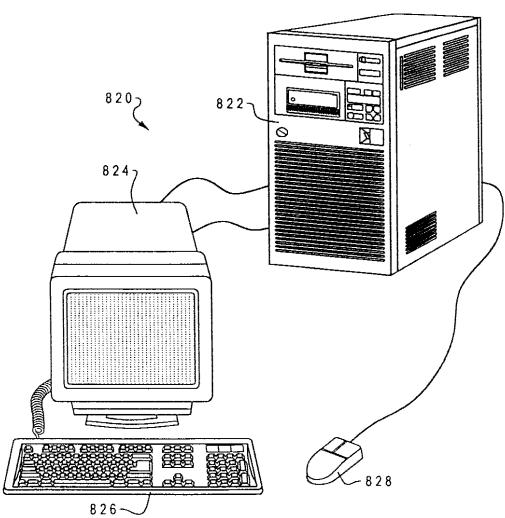
【図8】



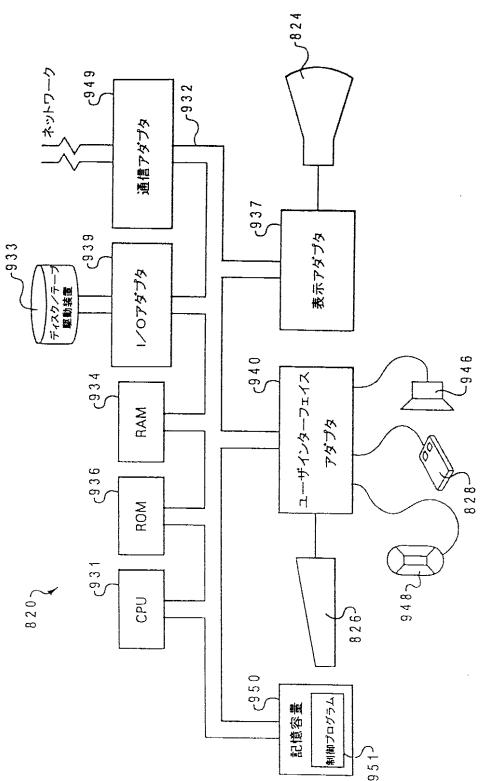
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

合議体

審判長 後藤 時男

審判官 石川 太郎

審判官 郡山 順

(56)参考文献 特開平9-131329(JP,A)

特開平9-168521(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/04