



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 697 37 258 T2** 2007.08.30

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 853 285 B1**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **G06F 19/00** (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: **697 37 258.8**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **97 117 285.3**

(96) Europäischer Anmeldetag: **06.10.1997**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **15.07.1998**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **17.01.2007**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **30.08.2007**

(30) Unionspriorität:

**780648                      09.01.1997                      US**

(74) Vertreter:

**Volmer, G., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 52066 Aachen**

(73) Patentinhaber:

**Koninklijke Philips Electronics N.V., Eindhoven,  
NL**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

**DE, FR, GB**

(72) Erfinder:

**Kwong, Manlik, Corvallis, OR 97330, US**

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Vorrichtung zur Detektion von akutem myokardischem Infarkt**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

## Beschreibung

### 1. Anwendungsbereich

**[0001]** Die vorliegende Erfindung bezieht sich im Allgemeinen auf ein verbessertes Verfahren und System, die bei der Überwachung von elektrokardiographischen Signalen einzusetzen sind, und insbesondere auf ein verbessertes Verfahren und System, die bei der Überwachung von elektrokardiographischen Signalen einzusetzen sind und das Vorliegen eines akuten Myokardinfarkts selbst bei Patienten detektieren können, deren zugrunde liegender Herzzustand einen akuten Myokardinfarkt imitiert. Weiterhin bezieht sich die vorliegende Erfindung insbesondere auf ein verbessertes Verfahren und System, die bei der Überwachung von elektrokardiographischen Signalen einzusetzen sind und das Vorliegen eines akuten Myokardinfarkts selbst bei Patienten detektieren können, deren zugrunde liegender Herzzustand einen akuten Myokardinfarkt imitiert, indem patientenspezifische Datensätze erstellt werden und die Feststellung des Vorliegens eines akuten Myokardinfarkts auf der Grundlage von sowohl den erstellten patientenspezifischen Datensätzen als auch statistischen Kriterien erfolgt.

### 2 Beschreibung des Standes der Technik

**[0002]** Die vorliegende Erfindung behebt einen Mangel der Verfahren und Systeme nach dem Stand der Technik zum Detektieren eines akuten Myokardinfarkts (AMI) auf der Grundlage der elektrokardiographischen Signalen eines Patienten. Der Mangel besteht darin, dass die Verfahren und Systeme nach dem Stand der Technik nicht in der Lage sind, einen AMI auf der Grundlage der elektrokardiographischen Signalen eines Patienten zu detektieren, wenn der zugrunde liegende Zustand des Herzens dieses Patienten Standardkriterien zur elektrokardiographischen Detektion eines AMI imitiert. Bei den existierenden Verfahren und Systemen nach dem Stand der Technik wird kein Versuch unternommen, einen AMI bei derartigen Patienten zu detektieren. Nach dem Stand der Technik werden die elektrokardiographischen Daten des Patienten stattdessen vorher auf das Vorliegen eines zugrunde liegenden Zustandes des Herzens untersucht, der Standardkriterien zur Detektion eines AMI imitiert, und liegt ein derartiger Zustand vor, verweigern die Verfahren und Systeme nach dem Stand der Technik einfach den Versuch einer Detektion eines AMI bei derartigen Patienten.

**[0003]** Sowohl das Verfahren nach dem Stand der Technik als auch die vorliegende Erfindung nutzen gewissen spezifische elektrische Signale (bekannt als „Ableitungen“), die von einer Vorrichtung zum Überwachen der Herzfunktion, bekannt als Elektrokardiograph, abgeleitet werden. Zum besseren Ver-

ständnis der Nutzung dieser gewissen spezifischen elektrischen Signale ist es hilfreich, grundlegende Kenntnisse über den Elektrokardiographen und darüber zu besitzen, auf was sich die gewissen spezifischen elektrischen Signale beziehen. Dementsprechend wird in der nachfolgenden Erläuterung als Hilfe zum Verständnis des Elektrokardiographen eine kurze Beschreibung gegeben: (1) der elektrochemischen und mechanischen Funktionsweise des Herzens, (2) der Weise, wie die elektrochemische Funktionsweise des Herzens in elektrische Energie umgewandelt wird, die dann vom Elektrokardiographen verwendet wird, um die mechanische Funktionsweise des Herzens graphisch darzustellen, und (3) der Weise, wie die gewissen spezifischen elektrischen Signale (oder „Ableitungen“) von dem Elektrokardiographen abgeleitet werden.

**[0004]** Den mechanischen Funktionen des Herzens geht die elektrochemische Aktivität des Herzens (d.h. die Verbreitung des Aktionspotenzials) voraus und sie werden von ihr initiiert. Eine Vorrichtung wandelt die elektrochemische Aktivität des Herzens in eine für das menschliche Auge sichtbare Form um, nämlich der Elektrokardiograph, der eine visuelle Darstellung der elektrochemischen Aktivität des Herzens erzeugt. Die visuelle Darstellung ist bekannt als Elektrokardiogramm (EKG).

**[0005]** Während eines EKGs werden Elektroden an der Körperoberfläche befestigt. Die Elektroden sind speziell behandelt, so dass sie die Kommunikation zwischen den Ladungsträgern innerhalb der Elektroden (die Elektronen) und den Ladungsträgern innerhalb des Körpers (Ionen) über einen elektrochemischen Austausch ermöglichen. Durch das Befestigen der Elektroden an der Körperoberfläche können Spannungsänderungen innerhalb des Körpers nach geeigneter Verstärkung des Signals aufgezeichnet werden. Ein Galvanometer in dem EKG-Monitor wird als Aufzeichnungsvorrichtung eingesetzt. Galvanometer zeichnen Spannungsdifferenzen zwischen zwei Elektroden auf. Das EKG ist lediglich die Aufzeichnung von Differenzen der Spannung zwischen zwei Elektroden an der Körperoberfläche als Funktion der Zeit und wird im Allgemeinen auf einem Streifendiagramm aufgezeichnet. Befindet sich das Herz im Ruhezustand, der Diastole, werden die Herzzellen polarisiert, und es findet keine Ladungsbewegung statt. Infolgedessen zeichnen die Galvanometer des EKG keinerlei Ablenkung auf. Wenn das Herz jedoch beginnt, ein Aktionspotenzial zu verbreiten, wird das Galvanometer abgelenkt, da eine Elektrode, unter der eine Depolarisierung stattgefunden hat, eine Spannungsdifferenz von einem Bereich des Körpers aufzeichnet, unter dem das Herz noch nicht depolarisiert hat.

**[0006]** Ein vollständiger Herzzyklus ist bekannt als Herzschlag. Auf einem EKG hat ein normaler Herz-

schlag ein charakteristisches Signal. Anfangs erkennt das Galvanometer eine abgerundete positive Ablenkung kurzer Dauer (bekannt als P-Welle), von der angenommen wird, dass sie durch eine Depolarisierung des Vorhofs verursacht wird. Danach ist eine kleine aber steile negative Ablenkung (bekannt als Q-Welle) zu sehen. Anschließend folgt eine sehr starke und steile positive Ablenkung (bekannt als R-Welle), nach der eine steile und starke negative Ablenkung (bekannt als S-Welle) zu sehen ist. Zusammen genommen sind diese Wellen als QRS-Komplex bekannt. Es wird angenommen, dass der QRS-Komplex durch eine Depolarisierung der Herzkammer verursacht wird. Auf den QRS-Komplex folgt eine abgerundete positive Ablenkung relativ langer Dauer (bekannt als T-Welle), von der angenommen wird, dass sie durch die Repolarisierung der Herzkammer verursacht wird.

**[0007]** In der Praxis werden für das EKG viele Sätze mit Elektroden eingesetzt. Diese Elektroden werden jedoch so auf der Oberfläche des Körpers angeordnet, dass das empfangene Signal eine ähnliche Form wie gerade beschrieben aufweist. Die wohlbekannten bipolaren Elektrodenpaare werden typischerweise am rechten Arm (RA), linken Arm (LA), rechten Bein (RL) (im Allgemeinen als Bezugs Elektroden verwendet) und linken Bein (LL) des Patienten angeordnet. In geeigneter Weise in Beziehung gesetzte unipolare Elektroden werden als V-Ableitungen bezeichnet und anatomisch auf dem Brustkorb eines Patienten gemäß einer festgelegten Konvention positioniert. Bei der Überwachung und Diagnose des Herzens stellt eine zwischen zwei derartigen Elektroden oder zwischen einer Elektrode und dem Mittelwert einer Gruppe anderer Elektroden auftretende Spannungsdifferenz eine besondere Perspektive der elektrischen Aktivität des Herzens dar und wird im Allgemeinen als EKG bezeichnet. Spezielle Kombinationen von Elektroden werden Ableitungen genannt. Die Ableitungen, die bei einem standardmäßigen Elektrokardiogrammsystem mit zwölf Ableitungen eingesetzt werden können, sind beispielsweise:

Ableitung I = (LA – RA)

Ableitung II = (LL – RA)

Ableitung III = (LL – LA)

Ableitung V1 = V1 – (LA + RA + LL)/3

Ableitung V2 = V2 – (LA + RA + LL)/3

Ableitung V3 = V3 – (LA + RA + LL)/3

Ableitung V4 = V4 – (LA + RA + LL)/3

Ableitung V5 = V5 – (LA + RA + LL)/3

Ableitung V6 = V6 – (LA + RA + LL)/3

Ableitung aVF = LL – (LA + RA)/2

Ableitung aVR = RA – (LA + LL)/2

Ableitung aVL = LA – (RA + LL)/2

**[0008]** Auch wenn der Ausdruck „Ableitung“ einen physikalischen Draht zu bezeichnen scheint, bezeichnet er in der Elektrokardiographie eigentlich das elektrische Signal, das von einer gewissen Elektro-

denanordnung wie oben dargestellt abgenommen wird.

**[0009]** Über die Jahre haben sich Fachleute in der Gesundheitsfürsorge genug Wissen angeeignet, um Schwankungen in dem EKG und die entsprechenden Daten verschiedenen Krankheiten und Herzfehlern zuordnen zu können. Formal ist dieser Vorgang der Zuordnung als „Elektrokardiographie“ bekannt.

**[0010]** Im Rahmen der Elektrokardiographie dienen EKG-Daten vielen Zwecken. Einer dieser Zwecke besteht in der Feststellung, wann und ob das Herz eines Patienten einen AMI erleidet. Myokardinfarkt oder Herzanfall ist der Ausdruck, der verwendet wird, um das Absterben eines Teils des Herzmuskels zu beschreiben, und er wird im Allgemeinen durch eine unzureichende Blutversorgung des Herzens aufgrund eines Verschlusses der Koronararterien verursacht. Akut heißt, dass er sich gerade ereignet.

**[0011]** Ein Herzanfall tritt auf, wenn eine Koronararterie permanent verschlossen oder länger als ungefähr 30 Minuten blockiert ist. Erfolgt eine Blockierung für eine derartige Zeitspanne, leidet das Myokard, der Bereich des Herzmuskels, der durch die Koronararterie versorgt wird, eine so lange Zeit unter Sauerstoff- und Nährstoffmangel, dass ein dauerhafter Schaden (Nekrose) entsteht. Der gesamte Körper, der von der durch die Pumpwirkung des Herzens unterstützte Blutversorgung abhängt, wird von einem Herzanfall beeinträchtigt. Während eines schweren Anfalls pumpt das Herz eventuell gerade genug Blut, um den Körper am Leben zu halten. Die Lunge füllt sich mit Flüssigkeit, und die Nieren können den Blutstrom nicht von Giftstoffen reinigen. Das Opfer ist eventuell verwirrt, da das Gehirn nicht genug Sauerstoff erhält. Dies sind auch Symptome für einen Schock. Ein Myokardinfarkt verursacht im Allgemeinen anginöse Schmerzen für einen Zeitraum von mehr als 15 Minuten, es ist jedoch auch möglich, dass ein „stummer“ Herzanfall vorliegt, bei dem keine Symptome auftreten. Das Vorliegen eines stummen Herzanfalls kann sich bei einem Elektrokardiogramm oder anderen Tests am Herzen zeigen.

**[0012]** Das allgemeine Kriterium für die Bestimmung auf der Grundlage von EKG-Daten, ob ein Patient an einem AMI leidet, ist die Suche nach einer ST-Hebung in verschiedenen Ableitungen. Wenn beispielsweise ein inferiorer Myokardinfarkt auftritt, ist im Allgemeinen eine ST-Hebung in den Ableitungen II, III und aVF zu beobachten, und die ST-Hebung in diesen Ableitungen wird als Hauptkriterium für die Detektion eines AMI verwendet; wenn entweder ein anteriorer oder anterolateraler Myokardinfarkt auftritt, ist im Allgemeinen eine ST-Hebung in den Ableitungen V2–V5 zu beobachten, und die ST-Hebung in diesen Ableitungen wird als Hauptkriterium für die Detektion eines AMI verwendet.

**[0013]** Der Einsatz derartiger Kriterien funktioniert bei den meisten Patienten gut, und die meisten automatisierten, für die Detektion eines AMI ausgelegten Systeme verwenden einige oder alle dieser Kriterien zur Detektion des Vorliegens eines AMI. Es existiert jedoch eine Teilgruppe von Patienten, deren Herzzustand so aussieht, dass ihr (für diese Patienten) „normales“ oder übliches EKG ST-Hebungen in genau den Ableitungen aufweist, die im Allgemeinen für die Detektion eines AMI verwendet werden.

**[0014]** Es ist offensichtlich, dass die Standardkriterien nicht verwendet werden können um zu bestimmen, ob ein Patient innerhalb der Teilgruppe einen AMI hat, da das „normale“ (d.h. für diesen Patienten übliche) EKG den Standardkriterien für die Detektion eines AMI entspricht und somit ein derartiges „normales“ EKG des Patienten insofern als „falsch positiv“ registriert werden könnte, als ein AMI detektiert werden könnte, wenn in Wahrheit dieser nicht aufgetreten ist. Es besteht daher ein Bedarf an einem Verfahren und einem System zur Detektion von AMI in der Teilgruppe von Patienten, die „normale“ (d.h. für diese Patienten übliche) EKG-Muster aufweisen, die Standardkriterien für die Detektion von AMI imitieren.

**[0015]** Diesem Bedarf wurde nach dem Stand der Technik nicht entsprochen. Nach dem Stand der Technik sind diese Patienten lediglich von der Betrachtung ausgeschlossen. Dies bedeutet, dass nach dem Stand der Technik die EKG-Daten eines Patienten vorher nach einem Anzeichen dafür untersucht werden, dass der Patient einen zugrunde liegenden Zustand aufweist, der Standardkriterien für die Detektion von AMI initiiert. Diese Vorabuntersuchung beinhaltet die Untersuchung auf andere Signalformmerkmale, die dem zugrunde liegenden Zustand zugeordnet werden, die jedoch nicht „normalen“ Patienten mit AMI zugeordnet werden. Dem Fachkundigen ist ersichtlich, dass derartige Merkmale sehr zahlreich sind, ein Beispiel hierfür ist jedoch das Kriterium der Vorabuntersuchung, das eine linksventrikuläre Hypertrophie detektiert, indem nach Standardkriterien für die Detektion von AMI gesucht wird, die relativ gleichzeitig mit einem der folgenden Merkmale auftreten: (1) die Summe der Amplitude der S-Welle in der Ableitung V 1 und der Amplitude der R-Welle in der Ableitung VS beträgt 3,5 mV oder mehr, (2) die Amplitude der R-Welle in den Ableitungen V1–V5 ist höher als 2,5 mV oder (3) die Amplitude der S-Welle in den Ableitungen V1–V2 ist höher als 2,5 mV. Ein weiteres Beispiel ist das Kriterium der Vorabuntersuchung, das einen Rechtsschenkelblock detektiert, indem nach Standardkriterien für die Detektion von AMI gesucht wird, die relativ gleichzeitig mit einem der folgenden Merkmale auftreten: (1) QRS-Komplexdauer länger oder gleich 135 ms in einer oder mehreren der Ableitungen V1, V2 oder V3 und eine R-Wellendauer von weniger oder gleich 39 ms in der Ableitung V1 oder (2) QRS-Komplexdauer länger

oder gleich 140 ms oder mehr in beliebigen zwei der Ableitungen V1, V2 oder V3. Wird ein derartiger zugrunde liegender Zustand detektiert, werden die Patientendaten zurückgestellt, und es werden keinerlei Kriterien zur Detektion von AMI auf sie angewendet. Nach dem Stand der Technik wird somit zwar das Risiko einer falsch positiven Detektion eines AMI bei derartigen Patienten verringert, es wird jedoch kein Versuch unternommen, das Vorliegen eines AMI bei derartigen Patienten zu detektieren.

**[0016]** Es ist also offensichtlich, dass ein Bedarf an der vorliegenden Erfindung besteht, nämlich ein System und Verfahren, die einen AMI bei Patienten detektieren können, deren zugrunde liegender Zustand die Standardkriterien für die Detektion eines AMI imitiert.

#### Zusammenfassung der Erfindung

**[0017]** Der vorliegenden Erfindung nach den Ansprüchen liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein verbessertes Verfahren und System zu schaffen, die bei der Überwachung von EKG-Signaldaten einzusetzen sind.

**[0018]** Der vorliegenden Erfindung nach den Ansprüchen liegt ferner die Aufgabe zugrunde, ein verbessertes Verfahren und System zu schaffen, die bei der Überwachung von EKG-Signaldaten einzusetzen sind und das Vorliegen eines AMI auch bei Patienten detektieren können, deren zugrunde liegender Herzzustand einen akuten Myokardinfarkt initiiert.

**[0019]** Der vorliegenden Erfindung nach den Ansprüchen liegt ferner die Aufgabe zugrunde, ein verbessertes Verfahren und System zu schaffen, die bei der Überwachung von EKG-Signaldaten einzusetzen sind und das Vorliegen eines AMI auch bei Patienten detektieren können, deren zugrunde liegender Herzzustand einen akuten Myokardinfarkt initiiert, indem patientenspezifische Datensätze erstellt werden und die Feststellung der Existenz eines akuten Myokardinfarkts auf der Grundlage sowohl der erstellten patientenspezifischen Datensätze als auch statistischer Kriterien erfolgt

**[0020]** Die folgende Beschreibung zeigt, wie die obigen Aufgaben gelöst werden. Das Verfahren und das System funktionieren folgendermaßen: Es wird ermittelt, ob mindestens eine vorher spezifizierte Komponentenwelle in jedem folgenden Herzschlagsignal vorliegt (beispielsweise die S-Wellenkomponente des QRSTU-Signals), das in jeder elektrokardiographischen Ableitung erscheint, oder nicht. Nach der Ermittlung, ob die vorher spezifizierte Komponentenwelle in den untersuchten Herzschlagsignalen vorliegt oder nicht (jede Ableitung enthält im Allgemeinen eine Darstellung jedes der in ihr vorliegenden aufeinander folgenden Herzschlagsignale), wird ein

Wellenamplitudenverhältnis (beispielsweise die Amplitude des ST-Komplex dividiert durch die Amplitude der S-Wellenkomponente zu einem festgelegten Zeitpunkt) berechnet. Somit wird für jedes folgende Herzschlagsignal im Allgemeinen mindestens ein Wellenamplitudenverhältnis für jede elektrokardiographische Ableitung berechnet, da das gleiche Herzschlagsignal im Allgemeinen in irgendeiner Form in jeder elektrokardiographischen Ableitung auftritt. Zum Schluss werden die berechneten Wellenamplitudenverhältnisse, die im Allgemeinen für jede Ableitung bei jedem folgenden Herzschlagsignal neu berechnet werden, mit vorher festgelegten Kriterien verglichen (beispielsweise indem ein Klassifizierungsbaum durchlaufen wird), und auf der Grundlage dieses Vergleichs wird angegeben, ob ein akuter Myokardinfarkt vorliegt.

**[0021]** Die oben genannten Vorgänge sowie zusätzliche Aufgaben, Merkmale und Vorteile der vorliegenden Erfindung sind aus der folgenden ausführlichen schriftlichen Beschreibung ersichtlich.

#### Kurze Beschreibung der Zeichnungen

**[0022]** Die neuen Merkmale, die als kennzeichnend für die Erfindung angesehen werden, sind in den anhängenden Ansprüchen dargelegt. Die Erfindung selbst sowie eine bevorzugte Verwendungsart, weitere Aufgaben und Vorteile sind jedoch am Besten unter Bezugnahme auf die folgende ausführliche Beschreibung eines Ausführungsbeispiels zu verstehen, das in den beiliegenden Zeichnungen dargestellt ist. Es zeigen:

**[0023]** [Fig. 1](#) einen logischen Ablaufplan auf hoher Ebene, der das Verfahren und den Prozess darstellt, mit dem die vorliegende Erfindung das Vorliegen eines akuten Myokardinfarkts detektiert;

**[0024]** [Fig. 2](#) eine schematische Ansicht auf hoher Ebene eines Systems zur Ausführung der vorliegenden Erfindung;

**[0025]** [Fig. 3](#) den Klassifizierungsbaum, der in dem bevorzugten Ausführungsbeispiel dazu verwendet wird zu ermitteln, ob die berechneten ST/S-Wellenamplitudenverhältnisse das Vorliegen eines akuten Myokardinfarkts anzeigen oder nicht;

**[0026]** [Fig. 4](#) einen logischen Ablaufplan auf hoher Ebene des Prozesses, mit dem das vorher festgelegte Kriterium erzeugt wird, das für die Diagnose der Herzfunktion eines Patienten verwendet wird; und

**[0027]** [Fig. 5](#) eine teilweise schematische Darstellung der Weise, in der 10 oder 11 s elektrokardiographischer Signaldaten verwendet werden, um ein mittleres ST/S-Wellenamplitudenverhältnis zu konstruieren, wie es im Verfahrensschritt **52** aus [Fig. 1](#) erläut-

tert wird.

#### Ausführliche Beschreibung des bevorzugten Ausführungsbeispiels

**[0028]** Mit Bezug nun auf die Figuren und insbesondere auf [Fig. 1](#) ist ersichtlich, dass [Fig. 1](#) ein logischer Ablaufplan auf hoher Ebene ist, der das Verfahren und den Prozess darstellt, durch den die vorliegende Erfindung das Vorliegen eines AMI detektiert. Der Ablaufplan stellt die Schritte dar, die für ein spezifisches Signal der EKG-Signaldaten eines Patienten notwendig sind. Die dargestellten Schritte werden somit im Allgemeinen für jedes folgende Herzschlagsignal innerhalb der EKG-Daten des Patienten durchgeführt.

**[0029]** Der Verfahrensschritt **40** stellt den Beginn des Prozesses dar. Der Verfahrensschritt **41** zeigt einen Entscheidungspunkt der Vorabuntersuchung, bei dem ermittelt wird, ob gewisse Kriterien innerhalb des untersuchten EKG-Signals angeben, dass der Patient einen zugrunde liegenden Zustand aufweist, der Standardkriterien für die Detektion eines AMI imitiert. Der Fachkundige wird erkennen, dass es unzählige derartige Kriterien gibt, ein Beispiel hierfür ist jedoch das Kriterium der Vorabuntersuchung, das eine linksventrikuläre Hypertrophie detektiert, indem nach Standardkriterien für die Detektion eines AMI gesucht wird, die relativ gleichzeitig mit einem der folgenden Merkmale auftreten: (1) die Summe der Amplitude der S-Welle in der Ableitung V1 und der Amplitude der R-Welle in Ableitung VS beträgt 3,5 mV oder mehr, (2) die Amplitude der R-Welle in den Ableitungen V1–V5 ist höher als 2,5 mV oder (3) die Amplitude der S-Welle in den Ableitungen V1–V2 ist höher als 2,5 mV. Ein weiteres Beispiel ist das Kriterium der Vorabuntersuchung, das einen Rechtsschenkelblock detektiert, indem nach Standardkriterien für die Detektion eines AMI gesucht wird, die relativ gleichzeitig mit einem der folgenden Merkmale auftreten: (1) QRS-Komplexdauer länger oder gleich 135 ms in einer oder mehreren der Ableitungen V1, V2 oder V3 und eine R-Wellendauer von weniger oder gleich 39 ms in der Ableitung V1 oder (2) QRS-Komplexdauer länger oder gleich 140 ms oder mehr in beliebigen zwei der Ableitungen V1, V2 oder V3. Wird ein derartiger zugrunde liegender Zustand nicht detektiert, wird das Signal weiter zum Verfahrensschritt **42** geleitet. Der Verfahrensschritt **42** zeigt die Weise, auf die nach dem Stand der Technik ein AMI detektiert wurde. Dem Fachkundigen ist offensichtlich, dass eine Vielzahl von Möglichkeiten besteht, wie dies nach dem Stand der Technik erfolgte, beispielsweise eine ST-Hebung in den Ableitungen V2 bis V5, wie oben erläutert wurde.

**[0030]** Der Verfahrensschritt **46** zeigt einen Entscheidungspunkt. Wenn der Verfahrensschritt **42** ergab, dass ein AMI detektiert wurde, würde man an

diesem Entscheidungspunkt sofort zum Verfahrensschritt **48** weitergehen, feststellen, dass der AMI detektiert wurde, und stoppen. Wenn im Verfahrensschritt **42** nicht das Vorliegen eines AMI detektiert wurde, würde man sofort weiter zum Verfahrensschritt **50** gehen. Der Grund dafür, dass die Daten immer noch zum Verfahrensschritt **50** geleitet werden, auch wenn die Vorabuntersuchung im Verfahrensschritt **41** keinen zugrunde liegenden Zustand detektierte, der Standardkriterien für die Detektion eines AMI initiierte, könnte darin bestanden haben, dass das EKG-Signal ein sehr schwaches Signal mit grenzwertiger ST-Hebung gewesen sein könnte, das somit immer noch ein Anzeichen für einen AMI sein könnte. Dies bedeutet, dass ein Fehlschlagen der Kriterien der Vorabuntersuchung im Verfahrensschritt **50** nicht unbedingt bedeutet, dass kein AMI vorliegt.

**[0031]** Der Verfahrensschritt **50** zeigt die Ermittlung, ob mindestens eine vorher festgelegte Komponentenwelle innerhalb des Herzschlagsignals vorliegt oder nicht, das in jeder elektrokardiographischen Ableitung auftritt (in dem bevorzugten Ausführungsbeispiel ist die Komponentenwelle eine S-Welle). Dies bedeutet, dass, vorausgesetzt, eine Version dieses elektrokardiographischen Herzschlagsignals tritt im Allgemeinen in jeder der elektrokardiographischen Ableitungen auf, eine Ermittlung dahingehend erfolgt, ob eine vorher festgelegte Komponentenwelle innerhalb der verschiedenen Versionen desselben Herzschlagsignals in jeder der elektrokardiographischen Ableitungen vorliegt.

**[0032]** Der Verfahrensschritt **52** zeigt die Berechnung mindestens eines Wellenamplitudenverhältnisses für jede elektrokardiographische Ableitung, in der das Herzschlagsignal auftrat. Dies bedeutet, dass, vorausgesetzt, eine Version dieses elektrokardiographischen Herzschlagsignals tritt im Allgemeinen in jeder der elektrokardiographischen Ableitungen auf, selbstverständlich mindestens ein Wellenamplitudenverhältnis im Allgemeinen für jede elektrokardiographische Ableitung berechnet wird, in der eine Version des Herzschlagsignals auftrat. Bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel wird das ST/S-Wellenamplitudenverhältnis berechnet, indem die ST-Amplitude am J-Punkt, am Mittelpunkt und am J-Punkt plus 80 ms durch die maximale Amplitude der S-Welle dividiert wird, wobei alle zufrieden stellende Ergebnisse erbringen.

**[0033]** Bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel wird das ST/S-Wellenamplitudenverhältnis nicht aktuell für jedes folgende empfangene Signal berechnet, obwohl es natürlich berechnet werden kann, sondern es wird stattdessen aus 10 oder 11 s mit elektrokardiographischen Daten berechnet. Es gibt zwei Variationen dieses aktuell bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel eingesetzten Verfahrens: es wird entweder (1) ein spezifisches einzelnes Signal aus den

10 oder 11 s mit elektrokardiographischen Daten extrahiert, um das ST/S-Wellenamplitudenverhältnis zu berechnen, oder es wird (2) eine mittlere ST-Amplitude aus allen ST-Segmenten berechnet, die in den 10 oder 11 s mit Daten enthalten sind, und eine mittlere S-Wellenamplitude wird aus allen S-Wellen, die in den 10 oder 11 s mit Daten enthalten sind, berechnet, und diese resultierenden Mittelwerte werden anschließend für die Berechnung des ST/S-Wellenverhältnisses verwendet.

**[0034]** Der Verfahrensschritt **54** zeigt den Vergleich jedes im Verfahrensschritt **52** erhaltenen berechneten Wellenamplitudenverhältnisses mit gewissen vorher festgelegten Kriterien. Im Besonderen zeigt der Verfahrensschritt **54**, dass die berechneten Wellenamplitudenverhältnisse dazu verwendet werden, einen Klassifizierungsbaum zu durchlaufen. Dieser Klassifizierungsbaum ist in [Fig. 3](#) dargelegt und wird unten erläutert. Ergibt der Klassifizierungsbaum den Hinweis darauf, dass die in jeder elektrokardiographischen Ableitung erscheinenden elektrokardiographischen Herzschlagsignale zeigten, dass ein AMI vorliegt, wird zum Verfahrensschritt **60** weitergegangen, in dem das Vorliegen eines AMI angezeigt wird. Wenn der Klassifizierungsbaum hingegen keinen Hinweis darauf ergab, dass ein AMI vorliegt, wird zum Verfahrensschritt **58** weitergegangen, der das Ergebnis darstellt, dass kein AMI detektiert wurde. Der Verfahrensschritt **62** zeigt das Ende des Prozesses für das genau untersuchte Herzschlagsignal. Bei dem nächsten darauf folgenden empfangenen Signal startet der Prozess erneut mit dem Verfahrensschritt **40**.

**[0035]** Mit Bezug nun auf [Fig. 2](#) wird eine schematische Ansicht auf hoher Ebene eines Systems zur Implementierung der vorliegenden Erfindung gezeigt. [Fig. 2](#) zeigt das System als einen Satz Programme, die auf einem Computer laufen, dem Fachkundigen ist jedoch ersichtlich, dass die hier als Software beschriebenen Funktionen als Hardware oder Firmware implementiert werden können. Es ist ein Patient **14** dargestellt, an dem eine Anzahl elektrokardiographischer Elektroden **16** befestigt sind. Die elektrokardiographischen Elektroden **16** sind über leitende Kabel **18** mit einem EKG-Monitor **20** verbunden. Der EKG-Monitor **20** erzeugt EKG-Wellensignale, die dem EKG-Front-End-Gerät **21** zugeführt werden. Das EKG-Front-End-Gerät **21** bereitet die EKG-Wellensignale auf und filtert sie, führt dann eine A/D-Umsetzung durch und gibt einen Strom mit diskret abgetasteten EKG-Signalen aus, der der Einfachheit halber einfach als Strom mit EKG-Signalen **23** bezeichnet wird.

**[0036]** Wie auch bei [Fig. 1](#) bezieht sich die Erläuterung des in [Fig. 2](#) dargestellten Systems auf ein spezifisches Herzschlagsignal. Es versteht sich, dass die gesamte Erläuterung ebenso für jedes folgende Sig-



nal innerhalb des Stroms mit EKG-Signalen **23** eines Patienten gilt.

**[0037]** Das vordere Signal des Stroms mit EKG-Signalen **23** wird dem Mikroprozessor **25** zugeführt, auf dem eine AMI-Detektionssoftware **27** läuft, in der ein Standard-AMI-Detektionsmodul **22** und ein Modul **29** zur Detektion von AMI enthalten ist, wenn das EKG-Signal Standardkriterien für die Detektion von AMI initiiert.

**[0038]** Falls das Standard-AMI-Detektionsmodul **22** keinen AMI detektiert, leitet die Einheit das elektrokardiographische Herzschlagsignal an das Modul **29** zur Detektion von AMI, wenn das EKG-Signal Standardkriterien für die AMI-Detektion initiiert, weiter, und dieses Modul führt das Herzschlagsignal dem Teilmodul zu, das ermittelt, ob eine vorher festgelegte Komponentenwelle in den in jeder elektrokardiographischen Ableitung **24** erscheinenden Herzschlagsignalen vorliegt. Das Teilmodul zum Ermitteln, ob eine vorher festgelegte Komponentenwelle in den in jeder elektrokardiographischen Ableitung **24** erscheinenden Herzschlagsignalen vorliegt, enthält eine Programmierung, die ausreicht, um die gleiche Funktion wie im Verfahrensschritt **50** auszuführen und untersucht, ob eine gewisse vorher festgelegte Komponentenwelle (in dem bevorzugten Ausführungsbeispiel ist diese Komponentenwelle die S-Welle) vorliegt oder nicht.

**[0039]** Das Teilmodul zum Ermitteln, ob eine vorher festgelegte Komponentenwelle in den in jeder elektrokardiographischen Ableitung **24** erscheinenden Herzschlagsignalen vorliegt, leitet seine ermittelten Ergebnisse zu dem Teilmodul **26** zum Berechnen der Wellenamplitudenverhältnisse für jede elektrokardiographische Ableitung, in der Herzschlagsignale erschienen, weiter. Das Teilmodul **26** zum Berechnen der Wellenamplitudenverhältnisse für jede elektrokardiographische Ableitung, in der Herzschlagsignale erschienen, enthält eine Programmierung, die ausreicht, um die gleiche Funktion wie im Verfahrensschritt **52** auszuführen.

**[0040]** Sind die Wellenamplitudenverhältnisse einmal berechnet, werden die Verhältnisse zum Teilmodul **28** zum Vergleichen der berechneten Wellenamplitudenverhältnisse mit vorher festgelegten Kriterien weitergeleitet. Das Teilmodul zum Vergleichen der berechneten Wellenamplitudenverhältnisse mit vorher festgelegten Kriterien enthält eine Programmierung, die ausreicht, um die berechneten Wellenamplitudenverhältnisse mit vorher festgelegten Kriterien zu vergleichen, und entscheidet auf der Grundlage dieses Vergleichs, ob ein AMI vorliegt oder nicht. Bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel ist dieses Modul so programmiert, dass es ST/S-Verhältnisse erzeugt, wie sie im Verfahrensschritt **52** erläutert wurden, und dass es diese berechneten Verhältnisse mit

den vorher festgelegten Kriterien des Klassifizierungsbaums vergleicht, der unten in [Fig. 3](#) dargelegt wird. Sind die oben genannten Vorgänge einmal ausgeführt, leitet das Teilmodul **28** zum Vergleichen der berechneten Wellenamplitudenverhältnisse mit vorher festgelegten Kriterien das Ergebnis des Vergleichs zum Teilmodul **30** zum Ermitteln, ob ein AMI vorliegt, weiter.

**[0041]** Das Teilmodul **30** zum Ermitteln, ob ein AMI vorliegt, nutzt die vom Teilmodul **28** zum Vergleichen jedes berechneten Wellenamplitudenverhältnisses mit vorher festgelegten Kriterien empfangenen Daten (die normalerweise die Ergebnisse AMI oder nicht AMI ergeben), um zu ermitteln, ob ein AMI vorliegt. Liegt ein AMI vor, sendet das Teilmodul **30** zum Ermitteln, ob ein AMI vorliegt, diese Informationen an die Einheit **32** zum Anzeigen des Vorliegens eines AMI, die das Vorliegen eines AMI durch geeignete Mittel, beispielsweise ein Blinklicht, einen Summer oder jeglichen anderen Alarm, anzeigt, die nützlich erscheinen. Falls dieses Teilmodul **30** zum Ermitteln, ob ein AMI vorliegt, entscheidet, dass kein AMI vorliegt, wird kein Signal zu der Einheit **32** zum Anzeigen des Vorliegens eines AMI gesendet. Wie oben erläutert, führt das gerade beschriebene System wiederum seine Funktion an jedem folgenden Herzschlagsignal in dem Strom mit EKG-Signalen **23** eines Patienten durch.

**[0042]** Mit Bezug nun auf [Fig. 3](#) zeigt diese in der Tat den in dem bevorzugten Ausführungsbeispiel verwendeten Klassifizierungsbaum zur Ermittlung, ob die berechneten ST/S-Wellenamplitudenverhältnisse das Vorliegen eines AMI angeben. Es ist die Folge von Vergleichen dargestellt, die innerhalb des Klassifizierungsbaums vorgenommen werden, wobei die ST/S-Wellenamplitudenverhältnisse für die in dem Baum bestimmten Ableitungen mit den dargestellten Werten verglichen werden. Der Baum wird durchlaufen, bis ein Endpunkt erreicht ist.

**[0043]** Für den Fachkundigen ist es offensichtlich, dass der dargestellte Klassifizierungsbaum lediglich eine Möglichkeit ist, mit der die Kriterien, die das Vorliegen eines AMI angeben, vorher festgelegt werden können. Der Klassifizierungsbaum wurde erstellt durch (1) das Sammeln elektrokardiographischer Daten zahlreicher Patienten, (2) das Überprüfen dieser Daten, um diejenigen Elektrokardiogramme zu finden, die sowohl angeben, dass ein AMI vorlag als auch dass der Herzzustand des Patienten die Kriterien initiierte, die normalerweise für die Detektion eines AMI verwendet werden, (3) das Festhalten der Komponentenwellenamplituden innerhalb der überprüften Daten und (4) das Verwenden dieser festgehaltenen Amplituden für die Ermittlung einer Größe, die statistisch mit dem interessierenden Herzzustand korrelieren würde. Bei dem dargelegten bevorzugten Ausführungsbeispiel war die ermittelte Größe das

ST/S-Wellenamplitudenverhältnis, und der interessierende Herzzustand, mit dem das ST/S-Wellenverhältnis korrelierte, war der AMI bei Patienten, deren Zustand die Standardkriterien für die Detektion eines AMI imitierte, jedoch ist es für den Fachkundigen offensichtlich, dass die Wellenamplitudenverhältnisse dazu verwendet werden können, andere statistische Korrelationsmatrizen als den Klassifizierungsbaum zu erzeugen, um funktionsmäßig eine Äquivalenz zu den Ausführungen des Erfinders zu erzielen. Derartige funktionsmäßigen Äquivalenzen sollen in dieser Spezifikation enthalten sein.

**[0044]** Mit Bezug nun auf [Fig. 4](#) ist ein logischer Ablaufplan auf hoher Ebene des Prozesses dargestellt, mit dem die vorher festgelegten Kriterien, die für die Diagnose der Herzfunktion eines Patienten verwendet werden, erzeugt werden. [Fig. 4](#) stellt also das Verfahren und den Prozess dar, mit dem der Klassifizierungsbaum aus [Fig. 3](#) erstellt wurde.

**[0045]** Der Verfahrensschritt **70** zeigt den Beginn des Prozesses. Der Verfahrensschritt **72** zeigt das Ermitteln von elektrokardiographischen Signalen, die den interessierenden Herzzustand anzeigen. In der Praxis können diese Signale erzielt werden, indem gelernte Abhandlungen zur Elektrokardiographie zu Rate gezogen, derartige Signalformen aus dem Internet herunter geladen oder qualifizierte Elektrokardiologen dazu befragt werden, welche elektrokardiographischen Signale einen gewissen interessierenden Herzzustand anzeigen. Einige oder alle so erhaltenen Signale können dann gesammelt werden.

**[0046]** Der Verfahrensschritt **74** zeigt die Erstellung eines oder mehrerer Wellenamplitudenverhältnisse aus den gesammelten elektrokardiographischen Signalen. Mit Bezug auf das oben dargelegte bevorzugte Ausführungsbeispiel zeigt dieser Verfahrensschritt, wie das ST/S-Wellenamplitudenverhältnis erhalten wurde. Die Erstellung eines oder mehrerer Wellenamplitudenverhältnisse aus den gesammelten elektrokardiographischen Signalen ist ein empirischer Vorgang, durch den Fachkundige gewisse Wellenamplitudenkomponenten des elektrokardiographischen Signals oder gewisse Verhältnisse der Wellenamplitudenkomponenten der elektrokardiographischen Daten als Anzeichen für den interessierenden Herzzustand betrachten. Es versteht sich, dass eine Wellenamplitudenkomponente insofern als Verhältnis bezeichnet werden kann, als diese Komponente durch Eins dividiert werden kann.

**[0047]** Der Verfahrensschritt **76** zeigt die Erzeugung einer Entscheidungsmatrix, die als vorher festgelegtes Kriterium dient, das für die genaue automatische Diagnose der Herzfunktion auf der Grundlage der elektrokardiographischen Signaldaten eines Patienten zu verwenden ist. Diese Entscheidungsmatrix wird erzeugt, indem das eine oder mehrere im Ver-

fahrensschritt **74** erstellte Wellenamplitudenverhältnisse genommen und statistisch mit den elektrokardiographischen Signalen korreliert werden, die einen gewissen interessierenden Herzzustand anzeigen und im Verfahrensschritt **72** ermittelt wurden. Die statistische Korrelierung kann mit jeglicher Anzahl handelsüblicher statistischer Programme durchgeführt werden. Ist der statistische Entscheidungsbaum einmal erzeugt, wird er einer Anzahl von Tests unterzogen, mit denen die Genauigkeit der Verwendung des einen oder der mehreren Wellenamplitudenverhältnisse, die im Verfahrensschritt **74** erstellt wurden, zusammen mit der im Verfahrensschritt **76** erzeugten Entscheidungsmatrix beurteilt wird.

**[0048]** Der Verfahrensschritt **78** zeigt einen Entscheidungspunkt. An diesem Entscheidungspunkt wird ermittelt, ob das eine oder mehrere im Verfahrensschritt **74** erstellte Wellenamplitudenverhältnisse zusammen mit den im Verfahrensschritt **76** erzeugten Entscheidungsmatrizen Ergebnisse ergibt, die genau genug sind, um im klinischen Sinne nützlich zu sein. Ist die Antwort Ja, wird zum Verfahrensschritt **80** weiter gegangen, bei dem das Ende des Prozesses erreicht ist. Im anderen Fall wird zum Verfahrensschritt **74** zurück gegangen, bei dem ein anderes oder mehrere andere Wellenamplitudenverhältnisse erstellt und wiederum dazu verwendet werden, eine weitere statistische Entscheidungsmatrix im Verfahrensschritt **76** zu erzeugen. Die aus den Verfahrensschritten **74**, **76** und **78** bestehende Schleife wird fortgesetzt, bis der Prozess mindestens eine Kombination aus Wellenamplitudenverhältnis und Entscheidungsmatrix ergibt, die eine Diagnose mit ausreichender Genauigkeit ermöglicht, die im klinischen Sinne nützlich ist, wie es im Verfahrensschritt **78** dargestellt ist. Ist dieses Kriterium einmal erfüllt, wird zum Verfahrensschritt **80** weiter gegangen, und der Prozess endet.

**[0049]** Bezug wird nun genommen auf [Fig. 5](#), die eine teilweise schematische Darstellung der Weise zeigt, in der 10 oder 11 Sekunden mit Daten verwendet werden, um ein mittleres ST/S-Wellenamplitudenverhältnis zu erstellen, wie es in Bezug auf den Verfahrensschritt **52** in [Fig. 1](#) erläutert wurde. Dargestellt ist ein Wellenzug von 10 oder 11 Sekunden mit elektrokardiographischen Signalen **100**, der in einer der elektrokardiographischen Ableitungen (beispielsweise aVF) erscheint. Die die Mittelwertbildung **102** darstellenden Pfeile zeigen die Erzeugung einer mittleren „Signalform“ **104**, die sich auf den gesamten Wellenzug von 10 oder 11 Sekunden mit elektrokardiographischen Signalen **100** bezieht. Tatsächlich werden wie oben erläutert eine mittlere Amplitude **106** der S-Wellenkomponente und eine mittlere ST-Amplitude **108** berechnet, des besseren Verständnisses wegen ist jedoch eine abstrakte mittlere „Signalform“ **104** dargestellt. Danach ist dargestellt, dass mit Hilfe der mittleren S-Wellenamplitude **106**



und der mittleren ST-Amplitude **108** ein ST/S-Wellenamplitudenverhältnis berechnet wird, das als einziges ST/S-Wellenamplitudenverhältnis pro Ableitung **110** bezeichnet wird. Wie erläutert wurde, wird mindestens ein ST/S-Wellenamplitudenverhältnis für jede Ableitung berechnet. Diese Tatsache wird in der Tabelle mit beispielhaften ST/S-Wellenverhältnissen **112** dargestellt. Diese berechneten Werte werden anschließend zum Entscheidungsbaum **114** weitergeleitet, der den vorher festgelegten Kriterien wie im Verfahrensschritt **54** und bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel dem Klassifizierungsbaum aus [Fig. 3](#) entspricht.

**[0050]** Es wurde zwar ein Ausführungsbeispiel im Besonderen gezeigt und beschrieben, dem Fachkundigen ist jedoch ersichtlich, dass verschiedene Abwandlungen in Form und Detail vorgenommen werden können, ohne dass vom Rahmen der Erfindung gemäß den Ansprüchen abgewichen wird.

#### Bezugszeichenliste

[Fig. 1](#)

<b>40</b>	Start
<b>41</b>	Zeigen EKG-Daten einen zugrunde liegenden Herzzustand, der einen AMI imitiert?
<b>42</b>	Suchen nach AMI mit Hilfe von Standardkriterien für die Detektion von AMI
<b>46</b>	AMI detektiert?
<b>48</b>	AMI detektiert
<b>50</b>	Ermitteln, ob vorher festgelegte Komponentenwelle in jedem Signal existiert, das in jeder elektrokardiographischen Ableitung erscheint
<b>52</b>	Berechnen mindestens eines Wellenamplitudenverhältnisses für jede elektrokardiographische Ableitung, in der das Herzschlagsignal erschien
<b>54</b>	Berechnete Wellenamplitudenverhältnisse verwenden, um einen Klassifizierungsbaum zu durchlaufen
<b>56</b>	Ergab Klassifizierungsbaum Anzeichen für das Vorliegen eines AMI?
<b>58</b>	Kein AMI detektiert
<b>60</b>	Vorliegen eines AMI anzeigen
<b>60</b>	Stopp
<b>No</b>	Nein
<b>Yes</b>	Ja

[Fig. 2](#)

<b>21</b>	Front-End-Gerät
<b>22</b>	Standard-AMI-Detektionsmodul
<b>24</b>	Teilmodul zum Ermitteln, ob vorher festgelegte Komponentenwelle in Herzschlagsignalen existiert, die in jeder elektrokardiographischen Ableitung erscheinen
<b>25</b>	Mikroprozessor
<b>26</b>	Teilmodul zum Berechnen von Wellenamplitudenverhältnissen für jede elektrokardiographische Ableitung, in der Herzschlagsignale erschienen
<b>27</b>	AMI-Detektionssoftware
<b>28</b>	Teilmodul zum Vergleichen berechneter Wellenamplitudenverhältnisse mit vorher festgelegten Kriterien
<b>29</b>	Modul zum Ermitteln von AMI, wenn EKG-Signal Standardkriterien für die Detektion von AMI imitiert
<b>30</b>	Teilmodul zum Ermitteln, ob AMI vorliegt
<b>31</b>	Vorrichtung zum Anzeigen des Vorliegens eines AMI

[Fig. 4](#)

<b>70</b>	Start
<b>72</b>	Elektrokardiographische Signale ermitteln
<b>74</b>	Ein oder mehrere Wellenamplitudenverhältnisse aus elektrokardiographischen Signalen erstellen
<b>76</b>	Eine Entscheidungsmatrix erzeugen, die als vorher festgelegte Kriterien dient und für die genaue automatische Diagnose der Herzfunktion auf der Grundlage der elektrokardiographischen Signalen eines Patienten einzusetzen ist
<b>78</b>	Ermöglicht ein oder mehrere Wellenamplitudenverhältnisse zusammen mit der Entscheidungsmatrix Diagnose mit ausreichender Genauigkeit, um im klinischen Sinne nützlich zu sein?
<b>80</b>	Stopp

[Fig. 5](#)

<b>100</b>	Spezifische Ableitung
<b>104</b>	Mittleres Signal
<b>106</b>	Mittlere S-Wellenamplitude
<b>108</b>	Mittlere ST-Amplitude
<b>110</b>	ST/S-Wellenamplitudenverhältnis berechnen mit Hilfe der mittleren S-Wellenamplitude und der mittleren ST-Amplitude für die spezifische Ableitung
<b>112</b>	ST/S-Wellenverhältnisse
<b>114</b>	Entscheidungsbaum

#### Patentansprüche

1. Verfahren zum Detektieren des Vorliegens ei-

nes akuten Myokardinfarkts auf der Grundlage von elektrokardiographischen Signalen eines Patienten, die zu einem falsch positiven Ergebnis führen, auf der Grundlage von Standardkriterien für das Detektieren eines akuten Myokardinfarkts, wobei das genannte Verfahren folgende Schritte umfasst:

- Ermitteln (**50**), ob in jedem aufeinander folgenden Herzschlagsignal, das in jeder elektrokardiographischen Ableitung erscheint, eine S-Welle existiert oder nicht,
- in Reaktion auf den genannten Schritt des Ermitteln Berechnen (**52**) mindestens eines ST/S-Wellenamplitudenverhältnisses für jede elektrokardiographische Ableitung, in der jedes genannte aufeinander folgende Herzschlagsignal erscheint, und
- in Reaktion auf das genannte berechnete mindestens eine ST/S-Wellenamplitudenverhältnis für jede elektrokardiographische Ableitung Vergleichen des ST/S-Wellenamplitudenverhältnisses mit vorher festgelegten Kriterien und Anzeigen (**60**) des Vorliegens eines akuten Myokardinfarkts auf der Grundlage des Vergleichs.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der genannte Schritt des Berechnens ferner folgende Schritte umfasst:

- für jede genannte elektrokardiographische Ableitung, in der jedes genannte aufeinander folgende Herzschlagsignal erscheint und in der ermittelt wird, dass keine S-Welle existiert, Zuordnen eines ST/S-Wellenamplitudenverhältnisses zum Wert Null und
- für jede genannte elektrokardiographische Ableitung, in der jedes genannte aufeinander folgende Herzschlagsignal erscheint und in der ermittelt wird, dass eine S-Welle existiert, Berechnen des genannten ST/S-Wellenamplitudenverhältnisses durch Dividieren einer ST-Amplitude durch eine Amplitude der genannten S-Welle.

3. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der genannte Schritt des Anzeigens des Vorliegens eines akuten Myokardinfarkts ferner folgende Schritte umfasst:

- Durchlaufen (**54**) eines Klassifizierungsbaums unter Zuhilfenahme des genannten berechneten ST/S-Wellenamplitudenverhältnisses für jede elektrokardiographische Ableitung, in der jedes genannte aufeinander folgende Herzschlagsignal erscheint,
- in Reaktion auf den genannten Schritt des Durchlaufens Klassifizieren des genannten berechneten ST/S-Wellenamplitudenverhältnisses für jede elektrokardiographische Ableitung, in der jedes genannte aufeinander folgende Herzschlagsignal erscheint, als Anzeichen für einen akuten Myokardinfarkt oder nicht, und
- in Reaktion auf den genannten Schritt des Klassifizierens Anzeigen (**60**) des Vorliegens eines akuten Myokardinfarkts, falls das genannte berechnete mindestens eine ST/S-Wellenamplitudenverhältnis für

jede elektrokardiographische Ableitung, in der jedes genannte aufeinander folgende Herzschlagsignal erscheint, als Anzeichen für einen akuten Myokardinfarkt klassifiziert wurde.

4. System zum Detektieren des Vorliegens eines akuten Myokardinfarkts auf der Grundlage von elektrokardiographischen Signalen eines Patienten, die zu einem falsch positiven Ergebnis führen, auf der Grundlage von Standardkriterien für das Detektieren eines akuten Myokardinfarkts, wobei das genannte System Folgendes umfasst:

- Mittel (**24**) zum Ermitteln, ob in jedem aufeinander folgenden Herzschlagsignal, das in jeder elektrokardiographischen Ableitung erscheint, eine S-Welle existiert oder nicht,
- Mittel (**26**), die auf die genannten Mittel zum Ermitteln reagieren, indem sie mindestens ein ST/S-Wellenamplitudenverhältnis für jede elektrokardiographische Ableitung, in der jedes genannte aufeinander folgende Herzschlagsignal erscheint, berechnen und
- Mittel (**30, 32**) zum Anzeigen des Vorliegens eines akuten Myokardinfarkts als Reaktion auf das genannte berechnete ST/S-Wellenamplitudenverhältnis für jede elektrokardiographische Ableitung, wobei die genannten Mittel (**30, 32**) das ST/S-Wellenamplitudenverhältnis mit vorher festgelegten Kriterien vergleichen und auf der Grundlage des Vergleichs anzeigen, ob ein akuter Myokardinfarkt vorliegt.

5. System nach Anspruch 4, wobei die Mittel zum Berechnen ferner Folgendes umfassen:

- Mittel zum Zuordnen eines ST/S-Wellenamplitudenverhältnisses zum Wert Null für jede elektrokardiographische Ableitung, in der jedes genannte aufeinander folgende Herzschlagsignal erscheint und in der ermittelt wird, dass keine S-Welle existiert, und
- Mittel zum Berechnen des genannten ST/S-Wellenamplitudenverhältnisses durch Dividieren einer ST-Amplitude durch eine Amplitude der genannten S-Welle für jede elektrokardiographische Ableitung, in der jedes genannte aufeinander folgende Herzschlagsignal erscheint und in der ermittelt wird, dass eine S-Welle existiert.

6. System nach Anspruch 4, wobei die genannten Mittel zum Anzeigen des Vorliegens eines akuten Myokardinfarkts ferner Folgendes umfassen:

- Mittel (**28**) zum Durchlaufen eines Klassifizierungsbaums unter Zuhilfenahme des genannten berechneten ST/S-Wellenamplitudenverhältnisses für jede elektrokardiographische Ableitung, in der jedes genannte aufeinander folgende Herzschlagsignal erscheint,
- Mittel (**30**) zum Klassifizieren des genannten berechneten ST/S-Wellenamplitudenverhältnisses für jede elektrokardiographische Ableitung, in der jedes genannte aufeinander folgende Herzschlagsignal erscheint, als Anzeichen für einen akuten Myokardinfarkt oder nicht, als Reaktion auf den genannten

Schritt des Durchlaufens und

– Mittel **(32)** zum Anzeigen des Vorliegens eines akuten Myokardinfarkts als Reaktion auf den genannten Schritt des Klassifizierens, falls das genannte berechnete ST/S-Wellenamplitudenverhältnis für jede elektrokardiographische Ableitung, in der jedes genannte aufeinander folgende Herzschlagsignal erscheint, als Anzeichen für einen akuten Myokardinfarkt klassifiziert wurde.

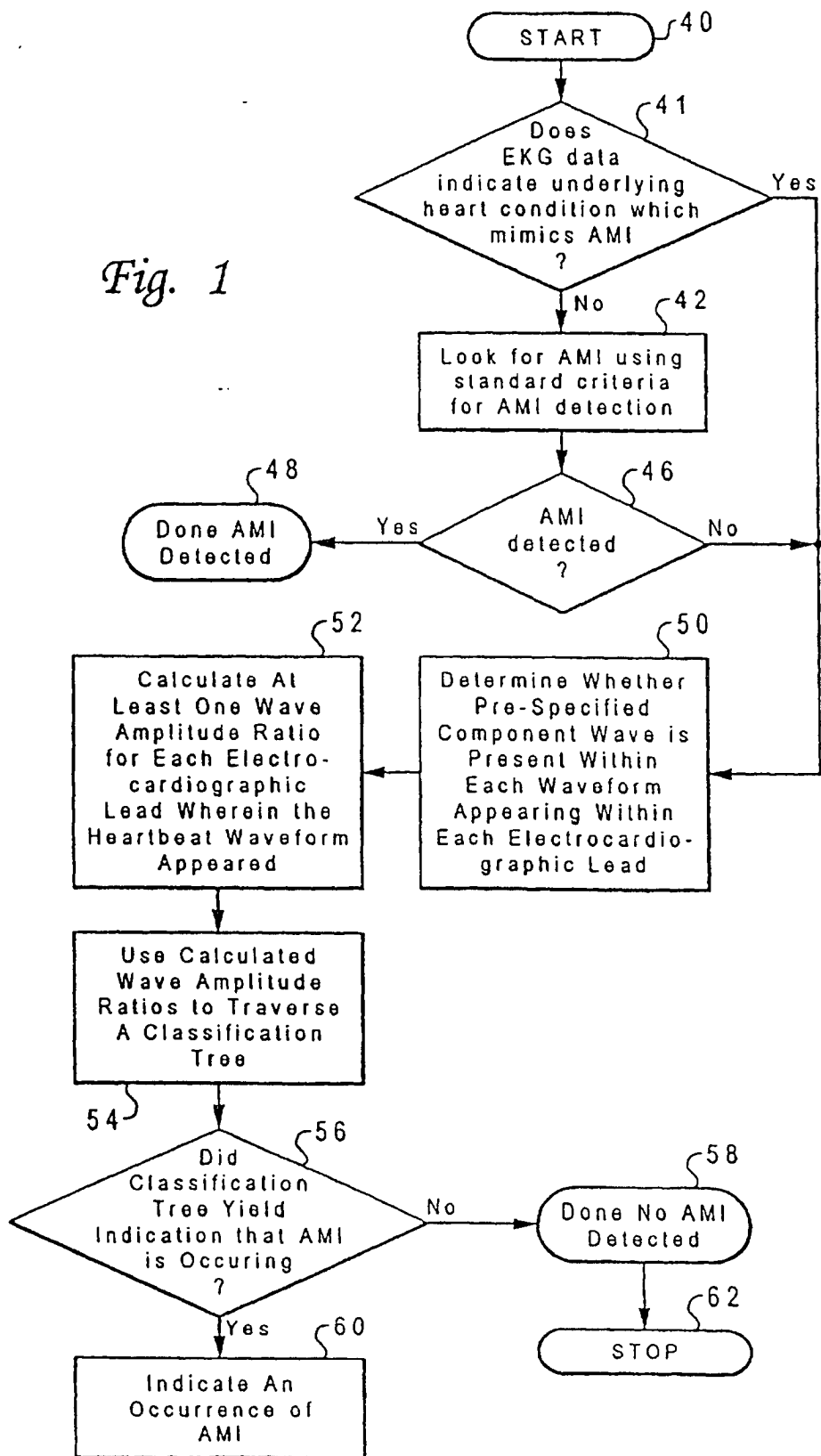
7. Verfahren zum Erzeugen einer computerbasierten Entscheidungsmatrix, die als vorher festgelegte Kriterien dient und für die genaue automatische Diagnose der Herzfunktion auf der Grundlage der elektrokardiographischen Signaldaten eines Patienten zum Detektieren des Vorliegens eines akuten Myokardinfarkts einzusetzen ist, wobei das genannte Verfahren folgende vom Computersystem ausgeführte Schritte umfasst:

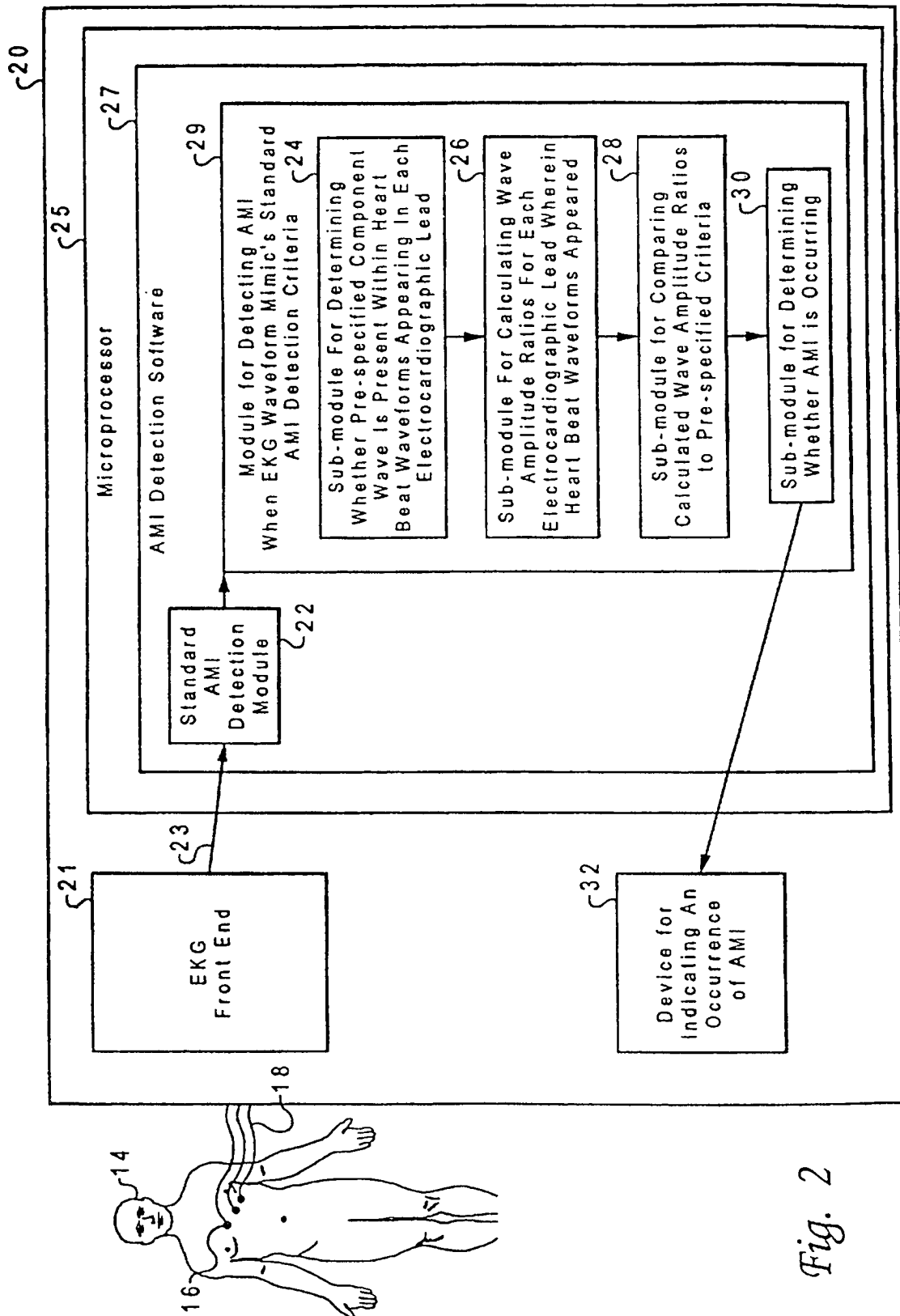
- Ermitteln **(72)** elektrokardiographischer Signale von Patienten, die einen gewissen Herzzustand von Interesse anzeigen,
- genaues Untersuchen dieser Daten, um die Elektrokardiogramme zu finden, die sowohl angeben, dass ein akuter Myokardinfarkt vorlag und dass der zugrunde liegende Herzzustand des Patienten zu einem falsch positiven Ergebnis führt, auf der Grundlage von Standardkriterien, die normalerweise für die Detektion eines akuten Myokardinfarkts eingesetzt werden,
- Festhalten der S-Komponentenwellenamplituden in den untersuchten Daten,
- Erstellen **(74)** eines oder mehrerer ST/S-Wellenamplitudenverhältnisse aus den genannten ermittelten elektrokardiographischen Signaldaten, die ein Anzeichen für den genannten gewissen interessierenden Herzzustand sind,
- Verwenden der genannten ST/S-Wellenamplitudenverhältnisse zum Ermitteln einer Größe, die statistisch mit dem Herzzustand von Interesse korrelieren würde, und
- Erzeugen **(76)** einer Entscheidungsmatrix in dem genannten Computersystem auf der Grundlage des genannten einen oder der genannten mehreren erstellten ST/S-Wellenamplitudenverhältnisse, so dass die genannte Entscheidungsmatrix, wenn sie in dem genannten Computersystem zusammen mit dem genannten erstellten einen oder den genannten erstellten mehreren ST/S-Wellenamplitudenverhältnissen verwendet werden, eine genaue Diagnose der Herzfunktion eines Patienten ermöglicht, wenn sie auf ein neu erhaltenes Herzsignal von dem genannten Patienten angewendet wird.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

## Anhängende Zeichnungen

Fig. 1





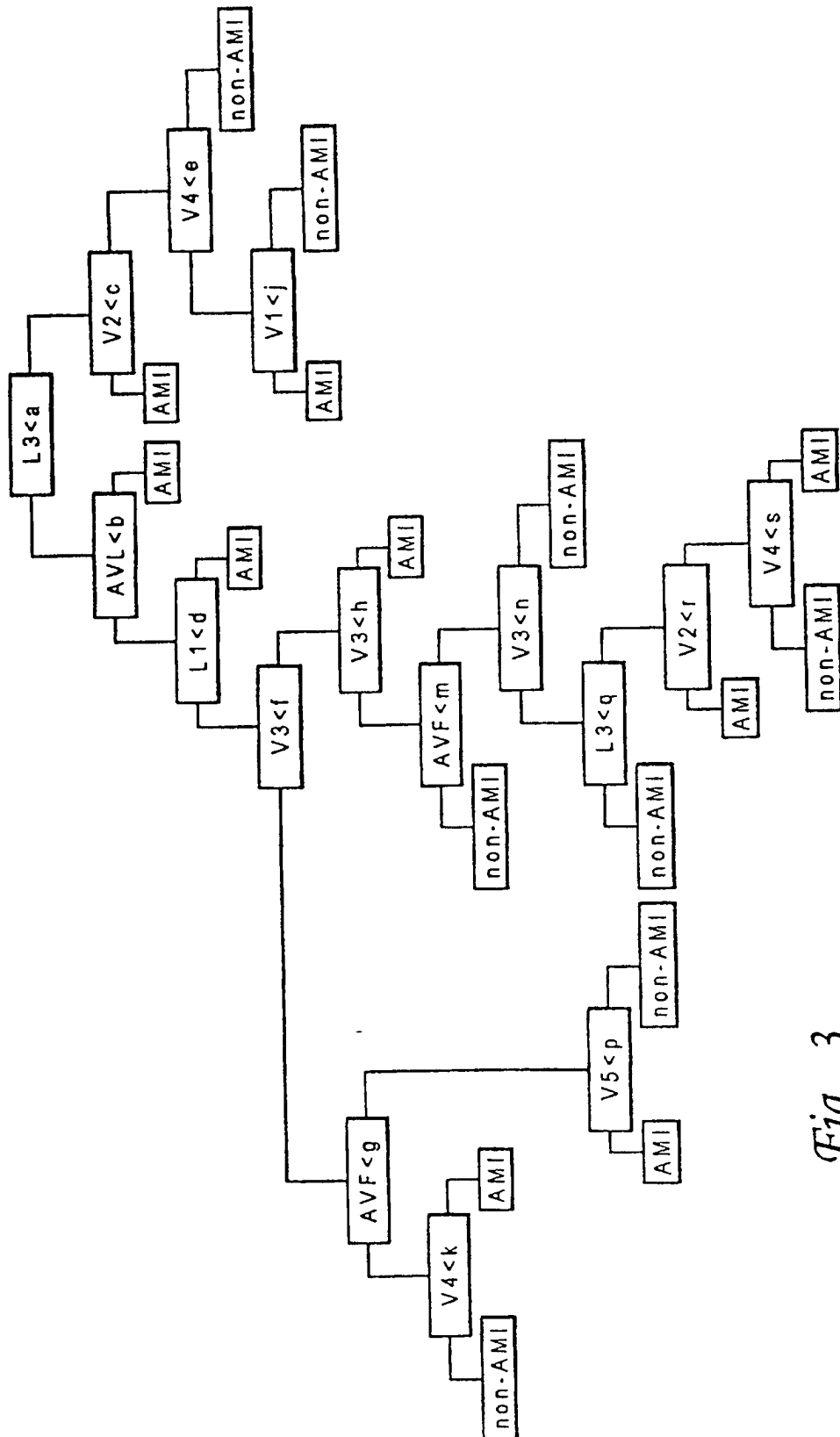
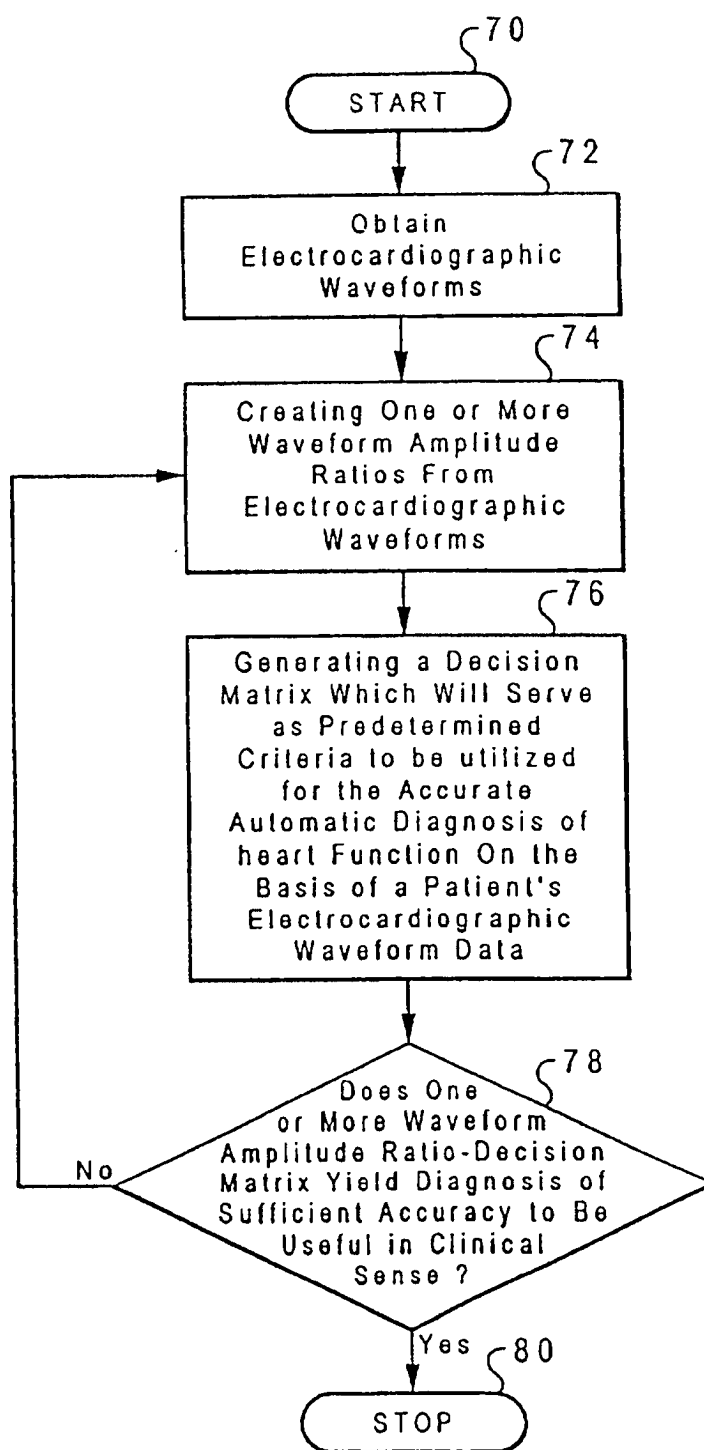


Fig. 3



*Fig. 4*

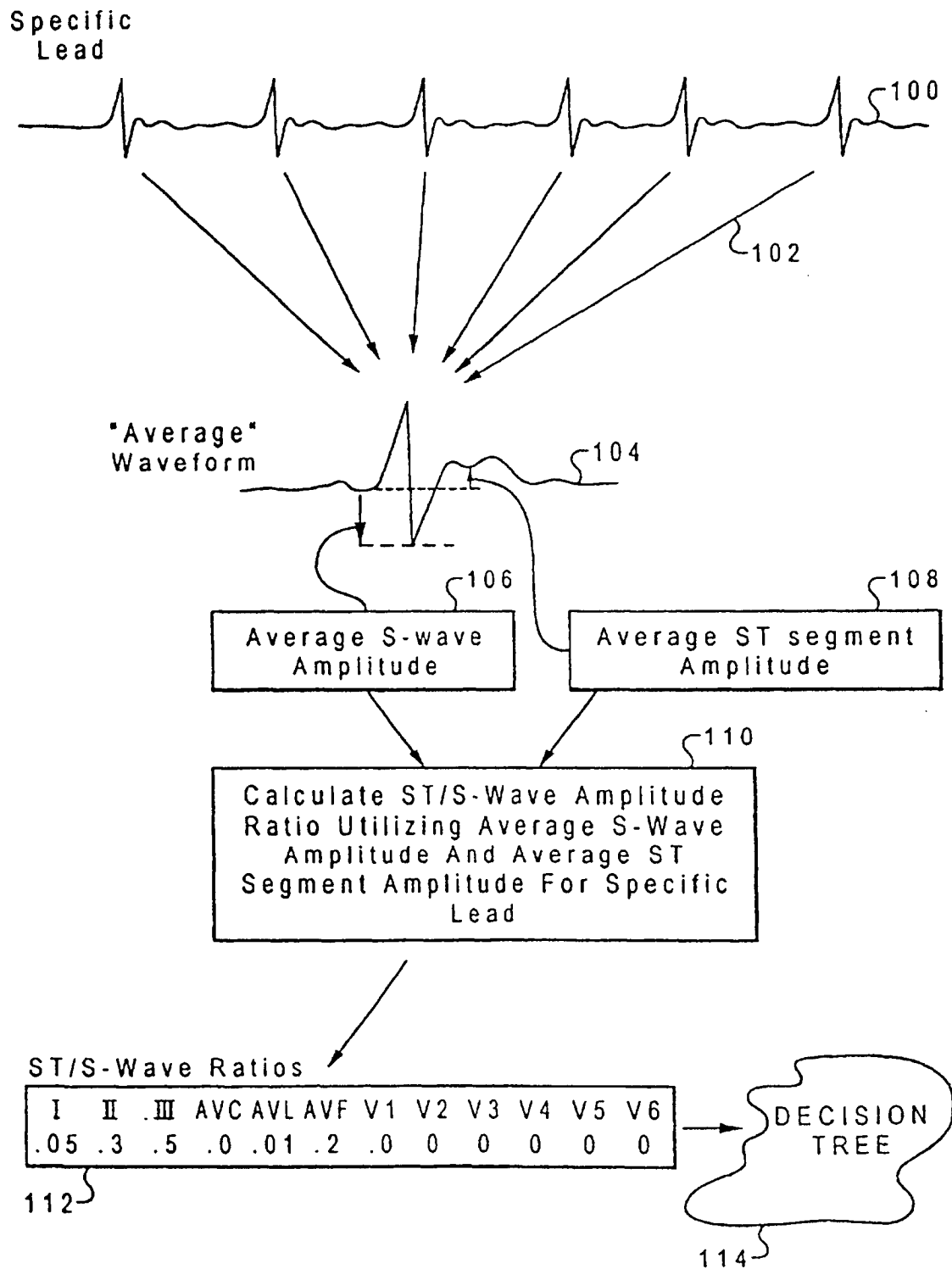


Fig. 5