



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2007 018 906 A1** 2007.12.27

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2007 018 906.2**

(22) Anmeldetag: **19.04.2007**

(43) Offenlegungstag: **27.12.2007**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **A61B 5/046** (2006.01)

**A61B 5/0295** (2006.01)

**A61B 5/1455** (2006.01)

(30) Unionspriorität:

**11/411,714 26.04.2006 US**

(71) Anmelder:

**General Electric Co., Schenectady, N.Y., US**

(74) Vertreter:

**Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen**

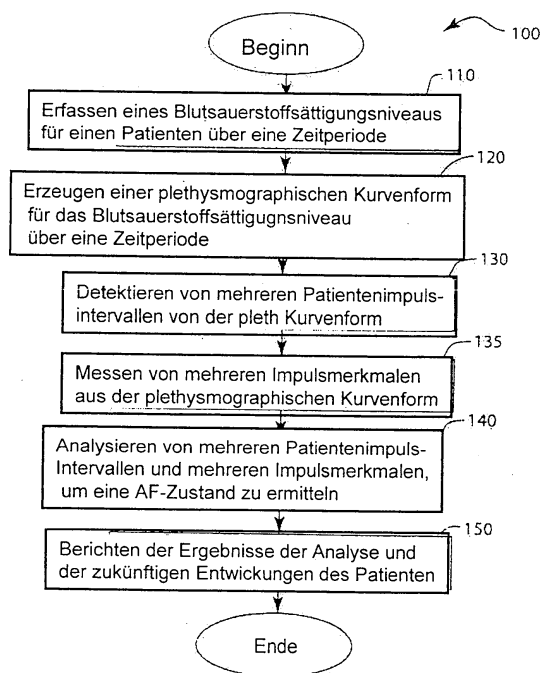
(72) Erfinder:

**Andrews, Angela, Waukesha, Wis., US; Friedman, Bruce A., Tampa, Fla., US; Brodnick, Doland E., Cedarburg, Wis., US; Hutchinson, George Martin, Milwaukee, Wis., US**

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

(54) Bezeichnung: **Detektion von Herzflimmern unter Verwendung von SPO2**

(57) Zusammenfassung: Das Verfahren und die Vorrichtung enthalten das Detektieren von Herzflimmern in einem Patienten durch Überwachen des Sättigungsniveaus des Blutsauerstoffs über eine Zeitspanne. Das Verfahren und die Vorrichtung erzeugen eine plethysmographische Kurvenform (30, 300, 550) aus dem überwachten Sättigungsniveau des Blutsauerstoffs und analysieren die plethysmographische Kurvenform (30, 300, 550) und detektieren Intervalle (312, 314) und ermitteln, ob bei dem Patienten Herzflimmern vorliegt. Das Verfahren und die Vorrichtung sind bevorzugt in einer Softwareanwendung implementiert und können konfiguriert sein, um an einen Benutzer über den gegenwärtigen Zustand des Herzflimmerns (AFIB) und eines vorliegenden Trends zu berichten.



**Beschreibung****GEBIET DER ERFINDUNG**

**[0001]** Die Erfindung betrifft das Gebiet der Patienten-Überwachung. Insbesondere betrifft die Erfindung das Gebiet der Patienten-Überwachung, um Herzflimmern zu detektieren.

**HINTERGUND DER ERFINDUNG**

**[0002]** Monitoring oder Überwachen von chronisch kranken Patienten in der häuslichen Umgebung wird in der nahen Zukunft immer verbreiteter werden, da die Bevölkerung altert, die Gesundheitsversorgungskosten ansteigen und die Patienten mehr Kontrolle über ihre eigene Betreuung hinaus verlangen. Die klinischen Daten, die zu Hause erfasst werden, wie Blutdruck, Gewicht und Herzfrequenz, können zu einem Individualfürsorger oder Kliniker übersendet werden, der frühzeitiges Einschreiten oder Intervention leisten kann, um eine wiederholte Aufnahme ins Krankenhaus zu vermeiden. Viele Patienten mit chronischer Krankheit könnten von einer häuslichen Überwachung des Herzens profitieren.

**[0003]** Eine sehr typische und gefährliche Arrhythmie ist das Herzflimmern (AFIB). AFIB ist die am meisten verbreitete kardiale Arrhythmie, die in den Vereinigten Staaten zu Krankenhauseinweisung führt. AFIB wird durch einen unregelmäßigen Herzrhythmus identifiziert und ist klinisch definiert als unkoordinierte Kontraktion der Arterie. Die Patienten leiden oft an Herzklopfen und haben ein erhöhtes Risiko eines Schlaganfalls. Einige Patienten können ohne erkennbare Symptome, genannt asymptomatisch, sein. Ungefähr ein Drittel aller Schlaganfälle beruhen auf AFIB. Darüber hinaus macht das Vorhandensein von AFIB einen Schlaganfall fünf Mal wahrscheinlicher und zieht zwei Mal mehr Einschränkungen oder Behinderungen nach sich.

**[0004]** AFIB verlangt eine tatkräftige Behandlung. Je länger ein Patient AFIB hat, desto wahrscheinlicher verbleibt er im Zustand des AFIB, was eine frühe Erkennung wünschenswert macht. Sofortiges Erkennen des Einsetzens von AFIB schafft eine Gelegenheit zur Therapie während der ersten 48 Stunden, während teure antithrombotische Behandlungen nicht notwendig sein müssen, da in der Arterie die Bildung von Blutpfropfen noch nicht eingesetzt hat.

**[0005]** Gegenwärtige Verfahren der Erkennung von AFIB sind in erster Linie auf die Verwendung von kontinuierlichen EKG-Mitschriften angewiesen. Unglücklicherweise hat das kontinuierliche kardiale Überwachen oder Monitoring mittels EKG viele Schwierigkeiten, einschließlich die der genauen Anwendung vieler Elektroden, eine unbequeme Vorrichtung und Verkabelung und verlangt das Auswechseln von Batterien. Bei vielen Patienten sind diese Anforderungen an Zuverlässigkeit nicht gewährleistet. Es wäre wünschenswert, in der Lage zu sein, AFIB einfacher zu beobachten, ohne Elektroden und zusätzliche Sensoren zu benötigen.

**BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG**

**[0006]** Das Verfahren und die Vorrichtung enthält das Detektieren von Herzflimmern eines Patienten durch die Erfassung einer plethysmographischen Kurvenform aus einer Überwachungseinrichtung für den Sättigungsgrad des Blutes mit Sauerstoff.

**[0007]** Die plethysmographische Kurvenform wird analysiert und Pulsintervalle werden berechnet, um zu ermitteln ob der Patient sich in einem Zustand mit Herzflimmern befindet. Das Verfahren und die Vorrichtung sind bevorzugt in einer Softwareanwendung implementiert und sind in einem Bericht an den Patienten und/oder Kliniker über den gegenwärtigen Zustand des Herzflimmerns (atrial fibrillation: AFIB) und der gegenwärtigen Entwicklung des AFIBs festgehalten.

**[0008]** In einem Aspekt der vorliegenden Erfindung weist ein Verfahren zum Detektieren von Herzflimmern in einem menschlichen oder tierischen Objekt das Akquirieren einer plethysmographischen Kurvenform eines Patienten mit einer Überwachungseinrichtung über eine Zeitspanne, das Messen eines Satzes von Pulsintervallen aus der plethysmographischen Kurvenform, das Messen eines Satzes von Merkmalen oder Eigenschaften aus der plethysmographischen Kurvenform und das Analysieren des Satzes von Pulsintervallen und des Satzes der Pulseigenschaften aus der plethysmographischen Kurvenform auf, um einen Zustand des Herzflimmerns eines Patienten zu ermitteln, und worin die Überwachungseinrichtung ein Sensor eines Pulsoximeters ist und einer aus dem Satz von Eigenschaften ist ein Satz von Plusamplituden.

**[0009]** Dieses Verfahren weist ferner das Analysieren des Satzes von Pulsintervallen und des Satzes von Pul-

seigenschaften aus der plethysmographischen Kurvenform auf, um einen Trend zum Herzflimmern zu erkennen, und des Berichtens des Trends zum Herzflimmern und ferner das Berichten des Zustandes des Herzflimmerns. Das Verfahren weist ebenfalls die Analyse des Satzes von Pulsintervallen auf, die enthält: eine Analyse mit Hidden Markov Modellen auf den Satz von Pulsintervallen anzuwenden und eine kontextabhängige Analyse auf den Satz von Pulsintervallen anwenden und worin die Analyse mit Hidden Markov Modellen die Wahrscheinlichkeit eines Patienten ermittelt, einen unregelmäßigen Herzrhythmus zu haben, und eine kontexturale Analyse findet das Herzflimmern als eine Ursache für das Herzflimmern heraus.

**[0010]** Das Analysieren des Satzes von Pulseigenschaften enthält in diesem Verfahren die Berechnung der Amplitudenvariationen zwischen jedem aufeinander folgenden Satz der Pulsamplituden, worin das Ermitteln des Zustandes des Herzflimmerns abhängig ist von einer Analyse der Pulsamplitudenvariation, und das Analysieren des Satzes von Pulsamplituden enthält die Ermittlung eines Satzes der Füllzeitdynamiken des Satzes von Pulsamplituden und ferner worin die Schritte der Analyse des Satzes von Pulsamplituden und der Ermittlung des Satzes der Füllzeitdynamiken eine Anzeige für den Grad der gegenwärtigen arteriellen Zunahme schafft.

**[0011]** In einem anderen Aspekt der vorliegenden Erfindung weist eine Vorrichtung zum Detektieren von Herzflimmern in einem menschlichen oder tierischen Körper eine Fernmesseinrichtung auf, die konfiguriert ist, um eine plethysmographische Kurvenform aus einer Überwachungseinrichtung zu analysieren, ein Speichermedium zum Speichern einer Computeranwendung, eine Prozessoreinheit, die mit der Fernmesseinrichtung und dem Speichermedium verbunden ist, und die konfiguriert ist, um die Computeranwendung auszuführen, und ferner konfiguriert ist, um die plethysmographische Kurvenform von der Fernmesseinrichtung zu empfangen, wobei wenn die Computeranwendung ausgeführt wird, ein Satz von Pulsmerkmalen aus der plethysmographischen Kurvenform detektiert werden und ein Satz von Pulsintervallen aus der plethysmographischen Kurvenform gemessen wird, und ferner, worin der Satz von Pulsintervallen und der Satz der Pulseigenschaften analysiert wird, um einen Zustand des Herzflimmerns des Patienten zu ermitteln. Die Überwachungseinrichtung ist ein Pulsoximeter-Sensor, und wenn der Satz von Pulsintervallen und der Satz von Pulseigenschaften aus der plethysmographischen Kurvenform analysiert sind, ist ein Trend zum Herzflimmern detektiert, und eine Einrichtung zum Berichten des Trends des Patienten zum Herzflimmern und eine Einrichtung zum Berichten des Herzflimmerns sind ebenfalls enthalten. Wenn die Computeranwendung ausgeführt ist und der Satz von Pulsintervallen analysiert ist, wird eine Analyse mit Hidden Markov Modellen auf den Satz von Pulsintervallen angewendet und eine kontexturale Analyse wird auf den Satz von Pulsintervallen angewendet, worin die Analyse mit Hidden Markov Modellen eine Wahrscheinlichkeit dafür bestimmt, ob der Patient einen unregelmäßigen Herzrhythmus aufweist, und die kontexturale Analyse das Herzflimmern als Quelle für den unregelmäßigen Herzrhythmus herausfindet.

**[0012]** Wenn in dieser Vorrichtung die Computeranwendung ausgeführt wird und ein Satz von Pulseigenschaften analysiert ist, ist die Füllzeitdynamik des Satzes von Pulseigenschaften ermittelt und die Variation der Eigenschaften zwischen jedem der Sätze der Pulseigenschaften ist relativ zu dem Mittel, dem Median, den aufeinander folgenden Pulsen oder von dem Minimum bis zum Maximum berechnet, und worin der Ermittlung des Zustandes des Herzflimmerns von einer Analyse der Pulsamplitudenvariation abhängig ist, und worin ferner die Analyse der Pulsamplitudenvariation als eine Funktion der Füllzeit einen Hinweis auf den Grad der vorliegenden arteriellen Augmentation schafft.

#### KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNG

**[0013]** [Fig. 1](#) stellt einen graphischen Vergleich einer EKG-Kurve und einer plethysmographischen Kurve dar;

**[0014]** [Fig. 2](#) stellt ein Ablaufdiagramm eines Verfahrens gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung dar;

**[0015]** [Fig. 4a–Fig. 4b](#) stellen ein Blockdiagramm des Verfahrens gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung dar;

**[0016]** [Fig. 5a–Fig. 5b](#) stellen eine graphische Darstellung eines Steigungsprofils der plethysmographischen Pulse gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung dar;

**[0017]** [Fig. 6](#) stellt ein Blockdiagramm einer Vorrichtung gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung dar.

[0018] [Fig. 1](#) stellt eine EKG-Kurvenform **20** und eine plethysmographische Kurvenform **30** dar. Typischerweise wird ein Arzt oder ein anderer Leistungserbringer AFIB in einem Patienten unter Verwendung der EKG-Kurvenform **20** detektieren und diagnostizieren. Wie vorstehend diskutiert wurde, ist das Erhalten einer EKG-Kurvenform eines Patienten jedoch komplexer und schwieriger als das Erhalten einer plethysmographischen Kurvenform **30** eines Patienten. Wie nachstehend diskutiert wird, wird eine Anzahl von Aspekten der plethysmographischen Kurvenform **30** untersucht, um AFIB unter Verwendung der plethysmographischen Kurvenform **30** zu detektieren. Eine Pulsdetektion wird verwendet und die Pulsintervalle werden unter Verwendung eines Verfahrens der Analyse mit Hidden Markov Modellen (Hidden Markov Model: HMM) und einer kontextuellen Analyse analysiert. Die Amplitude **40** wird ebenfalls von jedem Puls gemessen und analysiert, wie auch die ventrikuläre Füllzeit **50** zwischen jedem Puls der plethysmographischen Kurvenform. Die vorliegende Erfindung wird es mit einem einfacheren und bequemerem Verfahren erlauben, AFIB unter Verwendung einer plethysmographischen Kurvenform des Patienten zu detektieren. Selbstverständlich wird dies eine häusliche Überwachungsanordnung, wie diese nachstehend beschrieben werden wird, aufwerten. Das Verfahren und die Vorrichtung und die Implementierung eines solchen werden nachstehend detaillierter beschrieben.

[0019] [Fig. 2](#) stellt das Auftreten einer Änderung in der Herzfrequenz (oder RR-Intervall) in dem diastolischen plethysmographischen Puls dar. Das Intervall  $RR_1$  ist länger als das vorhergehende Intervall, das den Puls  $A_0$  erzeugt. Als ein Ergebnis ist mehr Zeit für das arterielle Blut vorhanden, um passiv in das venöse System hereinzufließen. Dies erzeugt ein niedrigeres Blutvolumen in einer Diastole ( $P_0$ ). Das lange RR Intervall erlaubt ebenfalls eine längere Sättigungszeit in dem linken Ventrikel des Herzens. Auf Grund des Starlingschen Gesetzes führt das angewachsene Volumen in dem Ventrikel zu einem gewaltvolleren Ausstoß oder Auswurf mit größerer Amplitude des nächsten Volumenpulses  $A_1$ .

[0020] Das nachfolgende RR Intervall ( $RR_2$ ) ist kürzer als die vorhergehenden Intervalle. Da weniger Zeit für das Blut vorhanden ist, um aus dem arteriellen System hinaus zu fließen, fällt das Pulsniveau bei  $P_1$  nicht auf einen solch niedrigen Wert an der Diastole wie bei dem vorhergehenden Puls ab. Die kurze Füllzeit führt zu einem niedrigeren Schlagvolumen und einem systolischen Druck (verglichen mit dem vorhergehenden Intervall), der sich in einer niedrigeren Amplitude  $A_2$  widerspiegelt. Das Intervall  $RR_4$  stellt ein noch kürzeres Intervall mit einem resultierenden höheren Niveau an  $P_2$  und reduzierter Amplitude  $A_4$  dar.

[0021] Die Amplitude der Pulse ( $A_{i+1}-P_i$ ) ist deshalb proportional zu der Länge der vorhergehenden RR Intervalle und kann als Eingabe für den Algorithmus verwendet werden, der verwendet wird, um zu bestimmen, ob der Patient in einem Zustand des AFIB ist.

[0022] [Fig. 3](#) stellt ein Detektionsverfahren **100** der vorliegenden Erfindung dar. In Schritt **110** wird die plethysmographische Kurvenform eines Patienten über eine Zeitperiode des plethysmographischen Sensors erfasst. In Schritt **120** werden plethysmographische Pulse aus der plethysmographischen Kurvenform über eine Zeitperiode detektiert, die in Schritt **110** erfasst wird. Mehrere der Pulseigenschaften oder Pulseigenschaften werden aus der plethysmographischen Kurvenform analysiert und mehrere Pulseigenschaften werden in Schritt **135** gemessen. Die Pulsintervalle und die Pulseigenschaften werden analysiert, um einen AF-Zustand in Schritt **140** zu ermitteln. Das Ergebnis der Analyse von Schritt **140** wird in Schritt **150** berichtet und ein vorliegender Trend des AFIB Zustandes des Patienten wird ebenfalls berichtet.

[0023] Ein Blockdiagramm des Detektionsverfahrens **100** wird ferner in den [Fig. 4a](#) und [Fig. 4b](#) dargestellt. Zuerst beziehungsweise auf [Fig. 4a](#), werden die  $SPO_2$ -Daten erfasst und als eine plethysmographische Kurvenform **300** dargestellt. Die Pulsdetektion **310** wird auf der plethysmographischen Kurvenform **300** durchgeführt, die das Detektieren einer Reihe von Pulsen enthält und das Messen der Pulsintervalle **312**, **314**, die das wiederholte Füllen der Kammern des Herzens anzeigt. Sobald die Pulsdetektion **310** und die Berechnung **312**, **314** der Pulsintervalle auftritt, kann eine Analyse mit Hidden Markov Modellen (HMM) **330** und eine kontextuelle Analyse **340** auf die detektierten Pulsintervalle angewendet werden. Eine detailliertere Beschreibung der HMM **330** und der kontextuellen Analyse **340** wird in der detaillierteren Beschreibung von [Fig. 4b](#) enthalten sein.

[0024] Weiterhin beziehungsweise auf [Fig. 4a](#) und gleichzeitig beziehungsweise auf [Fig. 1](#) wird eine Impulsmerkmalsmessung **320** an der plethysmographischen Kurvenform **300** durchgeführt. Die Pulseigenschaftenmessung **320** misst jede Amplitude **40** der plethysmographischen Kurvenform **30** und verwendet diese Information, um die Amplitudenvariation **360** zu berechnen. Die Berechnung der Amplitudenvariation **360** gibt einen Arzt oder Leistungsanbieter eine Anzeige wie das Herz arbeitet und Änderungen in der Amplitude von jedem

aufeinander folgenden Puls, rauf oder runter, stellt eine Information über die Arten und die Gleichmäßigkeit bereit.

**[0025]** Die Detektion **250** der arteriellen Augmentation wird ebenfalls ermittelt unter Verwendung der Daten der Pulseigenschaftsmessung **320**. Gleichzeitig bezugnehmend auf die [Fig. 4a](#) und [Fig. 5a](#) bis [Fig. 5b](#) wird die Detektion **350** der arteriellen Augmentation ermittelt, wie dies in den [Fig. 5a](#) bis [Fig. 5b](#) dargestellt ist. Die Füllzeitdynamiken **400** sind wichtig, da diese Unregelmäßigkeiten bestätigen können, die detektiert werden können, wenn die Amplitudenvariation im Schritt **360** berechnet wird. Nachfolgend bezugnehmend auf die [Fig. 5a](#) bis [Fig. 5b](#), sind die Füllzeitdynamiken **400** graphisch dargestellt, indem die Zeit (t) entlang der x-Achse des Graphen und die Amplitude (A) entlang der y-Achse des Graphen aufgetragen sind. Die plethysmographische Pulsamplitude **410** ist entschieden von der ventrikularen Füllzeit **420** abhängig. Die Amplitudensteigung **440**, die aus der Auftragung von mehreren Pulsamplituden **430** als Funktion der Zeit erhalten wird, schafft Information über den arteriellen Beitrag zum kardialen Beitrag. Die Änderungen in der Amplitude **410** des plethysmographischen Pulses **430** und die resultierende Amplitudensteigung **440** können entweder das Vorhandensein oder die Abwesenheit eines arteriellen „Stoßes“ widerspiegeln und die relativen Änderungen in dem Blutdruck. Es sollte beachtet werden, dass in [Fig. 5a](#) und [Fig. 5b](#) die Pulsamplitude **410** und die arterielle Füllzeit **420** auf einer einzelnen exemplarischen Pulskurvenform angezeigt ist und dass jede Pulsamplitude **430** einen Wert für die Amplitude **410** und die Füllzeit **420** aufweist. Der resultierende Graph der Füllzeitdynamik **400** wird durch „Abschneiden“ von jedem individuellen Puls von der plethysmographischen Kurvenform **30** ([Fig. 1](#)) erzeugt, einschließlich jedes Pulses der arteriellen Füllzeit **50** und durch „Hinzufügen“ jedes individuellen Impulses in die Graph der Füllzeitdynamik **400** und durch das Starten der Füllzeit **50** bei „Null“.

**[0026]** Es ist bekannt, dass die kleinere obere Kammer des Herzens (linke und rechte Atria), wenn diese ordnungsgemäß funktioniert, extra Blut in die größere untere Kammer (linke und rechte Ventrikel) drückt, gerade vor jeder Hauptkontraktion des Herzens. Dies kann etwa 10% bis 40% der ventrikularen Füllung ausmachen. Diese Augmentation der Ventrikelfüllung bleibt während des Herzflimmerns aus und ist für einige der Symptome dieser Patienten verantwortlich. Die arterielle Augmentation ist ebenfalls als „arterieller Kick“ oder „arterieller Beitrag“ bekannt. Da die Menschen älter werden, wird der Kick immer bedeutender und folglich sind ältere Menschen mehr von Herzflimmern betroffen.

**[0027]** Was bisher nicht offenbart wurde, ist ein Verfahren, um in der plethysmographischen Kurvenform einen Hinweis auf die arterielle Augmentation zu erkennen. Die arterielle Augmentation kann in dem Muster der Pulsamplituden bei variierenden Herzschlagintervallen erkannt werden.

**[0028]** Im Allgemeinen ist das Schlagen eines Herzens im Wesentlichen gleichmäßig, aber ein Grad an Ungleichmäßigkeit im Rhythmus ist immer vorhanden. Die Intervalle zwischen den Herzschlägen verringern sich während der Einatmung. Die Herzschlagintervalle vergrößern sich während der Ausatmung. Einige Schläge treten früher auf und sind bekannt als vorzeitiger ventrikularer Komplexe (premature ventricular complexes: PMC) oder vorzeitiger arterieller Komplexe (premature atrial complexes: PAC) oder andere. Diese variierenden Herzschlagintervalle bedeuten, dass zwischen den Herzschlägen mehr oder weniger Zeit dafür vorhanden ist, dass das Blut die Ventrikel füllt. Eine ansteigende Füllzeit führt zu mehr ausgestoßenem Blut und zu erhöhtem Blutdruck und einer ansteigenden Pulsamplitude in dem Plethysmogramm für diesen Herzschlag.

**[0029]** Deshalb beeinflussen zwei unter anderen Faktoren die plethysmographische Amplitude, die Augmentation und die Füllzeit. [Fig. 5a](#) stellt eine Überlagerung von Kurvenformen dar, die veranschaulichen, dass die Pulsamplitude mit der Füllzeit anwächst. In [Fig. 5a](#) hat der Patient Herzflimmern, sodass die Pulsamplitude **410** nur als Funktion der Füllzeit **420** anwächst und deshalb keine arterielle Augmentation auftritt.

**[0030]** Wenn die arterielle Augmentation vorliegt, ist das Muster der Pulsamplitude **410** bei variierenden Herzschlagintervallen unterschiedlich. In diesem Fall werden die meisten der vorzeitigen Herzschläge nicht länger den Vorteil der arteriellen Steigerung haben und der Pulshöhen im Plethysmogramm dieser Herzschläge wird ähnlich denen in [Fig. 5a](#) gezeigt sein. Bei einem längeren Herzschlagintervall jedoch liegt die arterielle Augmentation vor und so zeigt [Fig. 5b](#) die angestiegene Pulshöhe des ersten und des letzten Pulses. Diese Pulse treten bis zu der gezeigten gestrichelten Linie auf, die bei einem höheren Niveau als in [Fig. 5a](#) liegt.

**[0031]** Deshalb ist die allgemeine Strategie zur Erkennung des Hinweises auf arterielle Augmentation, die plethysmographische Pulsamplitude **430** über eine Zeitperiode hinweg zu beobachten, einschließlich mindestens einiger Auswahl von Herzschlagintervallen, und Beobachten des Grades des Zuwachses der Pulshöhe als Funktion des Anwachsens in dem kürzeren Herzschlagintervall. Dies erlaubt eine Extrapolation der Pulshöhe als Funktion der Füllzeit. Wenn die arterielle Augmentation vorliegt, werden längere Herzschlagintervalle



die Pulsamplituden dazu zu bringen, die von der Füllzeit alleine erwarteten Werte zu übertreffen. Die [Fig. 5a](#) und [Fig. 5b](#) stellen eine Vereinfachung dar. Die Höhe gegen die Funktion der Füllzeit kann nicht linear sein und die Extrapolation kann eine kompliziertere Funktion sein. Die Augmentation jedoch wird immer noch als ein Anwachsen des Pulses über die Extrapolation der Füllzeit erkannt.

**[0032]** Bezugnehmend auf [Fig. 4a](#) werden die Ergebnisse der HMM **330**, der kontexturalen Analyse **340**, der arteriellen Augmentationsdetektion **350** und die Berechnung der Amplitudenvariation **360** durchgeführt, um in Schritt **370** zu ermitteln, ob der Rhythmus des Herzens unregelmäßig ist. In Schritt **380** wird berichtet, ob der Patient ein AFIB ist oder kein AFIB ist und in Schritt **390**, ob ein Trend zu AF während der Zeitperiode vorliegt, in der das Plethysmogramm akquiriert wurde.

**[0033]** Nachfolgend bezugnehmend auf [Fig. 4b](#) wird die HMM **330** und die kontexturale Analyse **340** genauer beschrieben. In diesem Verfahren **100** werden die detektierten Pulsintervalle **310** als detaillierte Pulsintervalle in Verfahrensschritt **312** und als Pulsintervalle in Verfahrensschritt **314** klassifiziert. Die HMM **330** und die kontexturale Analyse **340** unterscheiden zwischen Rhythmus mit unregelmäßigen und Rhythmus mit regelmäßigen Unregelmäßigkeiten. Für die HMM **330** Analyse, die eine Analyse ist, die gewöhnlich im Stand der Technik verwendet wird, um AFIB aus einer EKG-Kurvenform zu detektieren, wird eine detaillierte Klassifikation des Pulsintervalls **312** erzeugt, in der die Pulsintervalle als VS = sehr kurz (very short: VS), S = kurz (short: S), SS = nahezu kurz (slightly short: SS), R = normal (regular: R), SL = nahezu lang (slightly long: SL), L = lang (long: L) und VL = sehr lang (very long: VL) klassifiziert werden. Die HMM **330** Analyse verlangt weniger Intervalle als die kontexturale Analyse **340**, um genau zu sein, und die Einzelheiten der HMM **330** Analyse können in dem US Patent mit der Nummer Nr. 6,937,887 gefunden werden.

**[0034]** Während das Hidden Markov Modell bekannt ist, um AFIB aus der EKG-Kurvenform zu detektieren, wurde die Verwendung der HMM **330** Analyse in dieser Vorrichtung und in diesem Verfahren nie in Betracht gezogen. Während die HMM **330** Analyse eine Wahrscheinlichkeit eines Herzrhythmus, der ein unregelmäßiger Rhythmus ist, berechnet, verwendet die kontexturale Analyse **340** eine größere Anzahl von Pulsintervallen **314**, um AFIB als Quelle der Unregelmäßigkeiten herauszufinden. Die kontexturale Analyse **340** verwendet eine größere Anzahl von Pulsintervallen **314**, während die Intervalle lediglich als S = kurz oder L = lang klassifiziert werden. Nochmals, die Ergebnisse dieser beiden Analysen tragen in Schritt **370** dazu bei, zu ermitteln ob der Rhythmus ungleichmäßig unregelmäßig ist. Letztendlich sollte beachtet werden, dass das Verfahren, wie es hierin beschrieben wurde, als ein Satz von Computeralgorithmen, die auf einem Prozessor in einem Überwachungsvorrichtung, wie der in [Fig. 6](#) dargestellten, ausgeführt werden können.

**[0035]** [Fig. 6](#) stellt eine Detektionsvorrichtung **500** der vorliegenden Erfindung dar, die eine Fingermesseinrichtung **520** enthält, die an dem Finger **510** des Patienten befestigt ist und konfiguriert ist, um die plethysmographische Kurvenform des Patientenfinger **510** zu akquirieren und das Niveau an den Prozessor **560** so zu senden, dass eine plethysmographische Kurvenform **550** auf einer elektronischen Einrichtung **520**, wie einem Computer, einer tragbaren Einrichtung, einem Laptop oder einer anderen aus dem Stand der Technik bekannten elektronischen Einrichtung **530**, dargestellt wird. Die elektronische Einrichtung **530** enthält eine Eingabe-einrichtung **570**, wie ein Keyboard, sodass ein Patient oder Arzt oder ein andere Benutzer der elektronischen Einrichtung das Display **540** manipulieren, die Ausgabe des Verfahrens konfigurieren oder deaktivieren oder einen Alarm aktivieren kann. Der Computercode, der das Verfahren der vorliegenden Erfindung einschließt, ist auf einem Speichermedium **580** gespeichert und der Prozessor **560** ist konfiguriert, um den Code auszuführen. Der Prozessor **560**, während er den Code ausführt, wird alle Faktoren einbeziehen, wie dies vorstehend bei dem Detektionsverfahren **100** beschrieben wurde, und ermitteln ob der Patient im AFIB ist. Darüber hinaus können der AFIB-Bericht **380** und der Trend-Bericht **390** in Schritt **540** dargestellt werden.

**[0036]** Die vorliegende Erfindung schafft zahlreiche Vorteile gegenüber dem Stand der Technik. Die Erfindung enthält niedrigere Kosten (Elimination von mehreren EKG-Elektroden und/oder Elektrodenverbindungs-gummis), größere Flexibilität und die Erleichterung oder Bequemlichkeit der Verwendung gegenüber mehreren EKG-Elektroden, kürzere Installationszeit und die Vorrichtung und das Verfahren sind bequemer und leichter für die Patienten zu Implementieren als das EKG, was eine größere Patientenzufriedenheit bedeutet. Die Patientenzufriedenheit ist ebenfalls verbessert, dadurch, dass die Akquisitionszeit kürzer ist und die kürzere Messung bedeutet, dass ein zufriedenerer Patient derartige Dinge wie Bewegungsartefakte minimieren kann, die dazu tendieren die EKG-Vorrichtungen weniger genau zu machen.

**[0037]** Die Vorrichtung und das Verfahren ist zuallererst als ein periodisches Messwerkzeug gedacht, wobei Echtzeit-Ausgaben nicht notwendig sind, und da eine SPO2 Messung bereits eine bekannte Komponente der Patientenüberwachungseinrichtungen ist, ist keine zusätzliche Hardware notwendig, um die Vorrichtung zu im-

plementieren. Die Detektion von AFIB innerhalb von 48 Stunden nach der Einleitung schafft die Möglichkeit oder Gelegenheit der Herzbeobachtung ohne wesentliche Kosten und Zeit der antithrombolytischen Therapie, wobei die Gesundheitsversorgung bei reduzierten Gesundheitsversorgungskosten verbessert wird. Diese verbesserte Vorrichtung und das verbesserte Verfahren der verbesserten Überwachung zu Hause wird ebenfalls zu weniger Besuchen in der Notaufnahme führen, während die Betreuung zu Hause und die Praxisbesuche reduziert werden, auf Grund von nicht Anfordern von professioneller Unterstützung bei der Anwendung von Sensoren, wie dies bei EKG-Anwendungen der Fall ist.

**[0038]** Diese Techniken könnten ebenfalls in Verbindung mit anderen Einrichtungen zum Messen des Blutvolumens oder der Blutdruckpulse verwendet werden, um die Anwesenheit von AFIB zu messen. Dies schließt ein, aber ist nicht darauf beschränkt: Impedanz-Plethysmographie, optische Reflektions-Plethysmographie, arterielle Tonometrie und piezoelektrische Sensoren.

**[0039]** Die vorliegende Erfindung wurde in Bezug auf spezifische Ausführungsformen beschrieben, die Details einschließen, um das Verständnis der Prinzipien der Konstruktion und Bedienung der Erfindung zu erleichtern. Derartige Bezüge zu den spezifischen Ausführungsformen und Details davon sind nicht als Beschränkung des Schutzzumfangs der nachfolgenden Ansprüche gedacht. Es ist für den Fachmann deutlich geworden, dass Modifikationen oder Änderungen in der Ausführungsform, die zur Darstellung gewählt wurde, gemacht werden können, ohne den Geist und den Umfang der Erfindung zu verlassen.

**[0040]** Das Verfahren und die Vorrichtung enthalten das Detektieren von Herzflimmern in einem Patienten durch Überwachen des Sättigungsniveaus des Blutsauerstoffs über eine Zeitspanne. Das Verfahren und die Vorrichtung erzeugen eine plethysmographische Kurvenform **30, 300, 550** aus dem überwachten Sättigungsniveaus des Blutsauerstoffs und analysiert die plethysmographische Kurvenform **30, 300, 550** und detektiert Intervalle **312, 314** und ermittelt ob bei dem Patienten Herzflimmern vorliegt. Das Verfahren und die Vorrichtung sind bevorzugt in einer Softwareanwendung implementiert und können konfiguriert sein, um an einen Benutzer über den gegenwärtigen Zustand des Herzflimmerns (AFIB) und eines vorliegenden Trends zu berichten.

## BEZUGSZEICHENLISTE

Komponententeile	Bezugszeichen	Nummer der Figur
GUI	10	Figur 1
EKG Kurvenform	20	Figur 1
Pleth Kurvenform	30	Figur 1
Pulsamplitude	40	Figur 1
ventrikuläre Füllzeit	50	Figur 1
Detektionsverfahren	100	Fig. 3, 4a, 4b
Schritt	110	Figur 3
Schritt	120	Figur 3
Schritt	130	Figur 3
Schritt	140	Figur 3
Schritt	150	Figur 3
Pleth Kurvenform	300	Figur 4a
Pulsdetektion	310	Figur 4a - 4b
detaillierte Pulsintervalle	312	Figur 4a - 4b
Pulsintervalle	314	Figuren 4a - 4b
Pulseigenschaftsmessung	320	Figuren 4a
HMM	330	Figuren 4a & 4b
kontexturale Analyse	340	Figuren 4a & 4b
arterielle Augmentations- Detektion	350	Figur 4a
Berechnen der Amplituden Variation	360	Figur 4a
AF Zustand	370	Figuren 4a & 4b
AFIB/NAFIB	380	Figur 4a
Trend	390	Figur 4a
Füllzeitdynamik	400	Figuren 5a & 5b



## Plethysmographische Puls-

amplituden	410	Figuren 5a & 5b
vetrikular Füllzeit	420	Figur 5a
Pulsamplitude	430	Figuren 5a & 5b
Detektionsvorrichtung	500	Figur 6
Patientenfinger	510	Figur 6
Fingermesseinrichtung	520	Figur 6
elektronische Einrichtung	530	Figur 6
Display	540	Figur 6
Pleth Kurvenform	550	Figur 6
Prozessor	560	Figur 6
Eingabeeinrichtung	570	Figur 6
Speichermedium	580	Figur 6
Schritt	135	Figur 3

## Patentansprüche

1. Verfahren zum Detektieren von Herzflimmern in einem menschlichen oder tierischen Objekt, wobei das Verfahren aufweist:

Akquirieren einer plethysmographischen Kurvenform eines Patienten aus einer Überwachungseinrichtung über eine Zeitperiode (**110**, **120**);

Messen eines Satzes von Pulsintervallen von einem Patienten aus der plethysmographischen Kurvenform (**130**);

Messen eines Satzes von Eigenschaften oder Merkmalen aus der plethysmographischen Kurvenform (**135**); und

Analysieren des Satzes der Pulsintervalle und des Satzes der Pulseigenschaften aus der plethysmographischen Kurvenform, um den Zustand des Herzflimmerns bei einem Patienten zu ermitteln.

2. Verfahren nach Anspruch 1, worin die Überwachungseinrichtung ein Sensor eines Pulsoximeters ist.

3. Verfahren nach Anspruch 1, worin einer der Sätze der Eigenschaften ein Satz von Pulsamplituden (**480**) ist.

4. Verfahren nach Anspruch 1, das ferner aufweist, dass der Satz von Pulsintervallen und der Satz von Pulseigenschaften aus der plethysmographischen Kurvenform (**140**) analysiert werden, um einen Trend zum Herzflimmern bei einem Patienten (**480**) zu detektieren.

5. Verfahren nach Anspruch 1, worin das Analysieren des Satzes von Pulsintervallen (**140**) enthält: Durchführen einer Analyse mit Hidden Markov Modellen (**330**) von einem Satz von Pulsintervallen (**140**); und Durchführen einer kontexturalen Analyse (**340**) von dem Satz von Pulsintervallen (**140**).

6. Verfahren nach Anspruch 5, worin die Analyse (**330**) mit Hidden Markov Modellen eine Wahrscheinlichkeit für einen Patienten ermittelt, der einen unregelmäßigen Herzrhythmus hat.

7. Verfahren nach Anspruch 5, worin die kontexturale Analyse (**340**) das Herzflimmern als Ursache für den unregelmäßigen Herzrhythmus ausschließt.

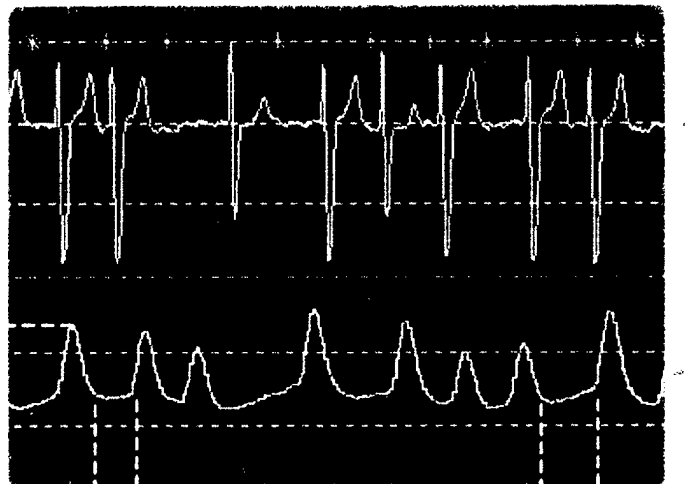
8. Verfahren nach Anspruch 1, worin die Analyse des Satzes von Pulseigenschaften enthält: Berechnen von Amplitudenvariation (**360**) zwischen jedem der aufeinander folgenden Sätze von Pulsamplituden.

9. Verfahren nach Anspruch 8, worin der Ermittlung (**370**) abhängig von der Analyse der Pulsamplitudenvariationen (**360**) ist.

10. Verfahren nach Anspruch 1, worin die Analyse des Satzes der Pulsamplituden (**340**) die Ermittlung des Satzes der Füllzeitdynamiken (**420**) des Satzes der Pulsamplituden (**430**) enthält, worin die Schritte der Analyse des Satzes der Pulsamplituden (**430**) und der Ermittlung des Satzes der Füllzeitdynamiken (**420**) einen Hinweis auf den Grad der vorliegenden arteriellen Augmentation schafft.

Es folgen 6 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen



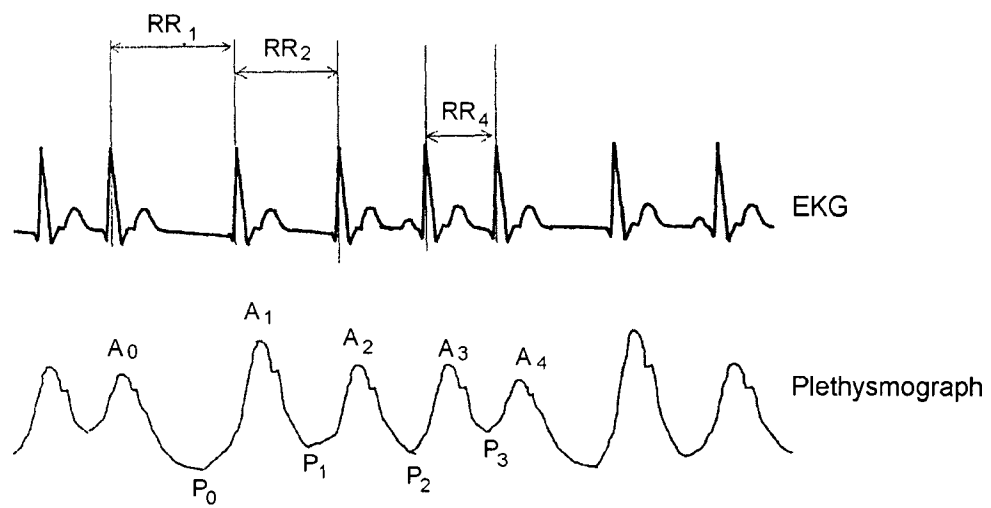


FIG. 2

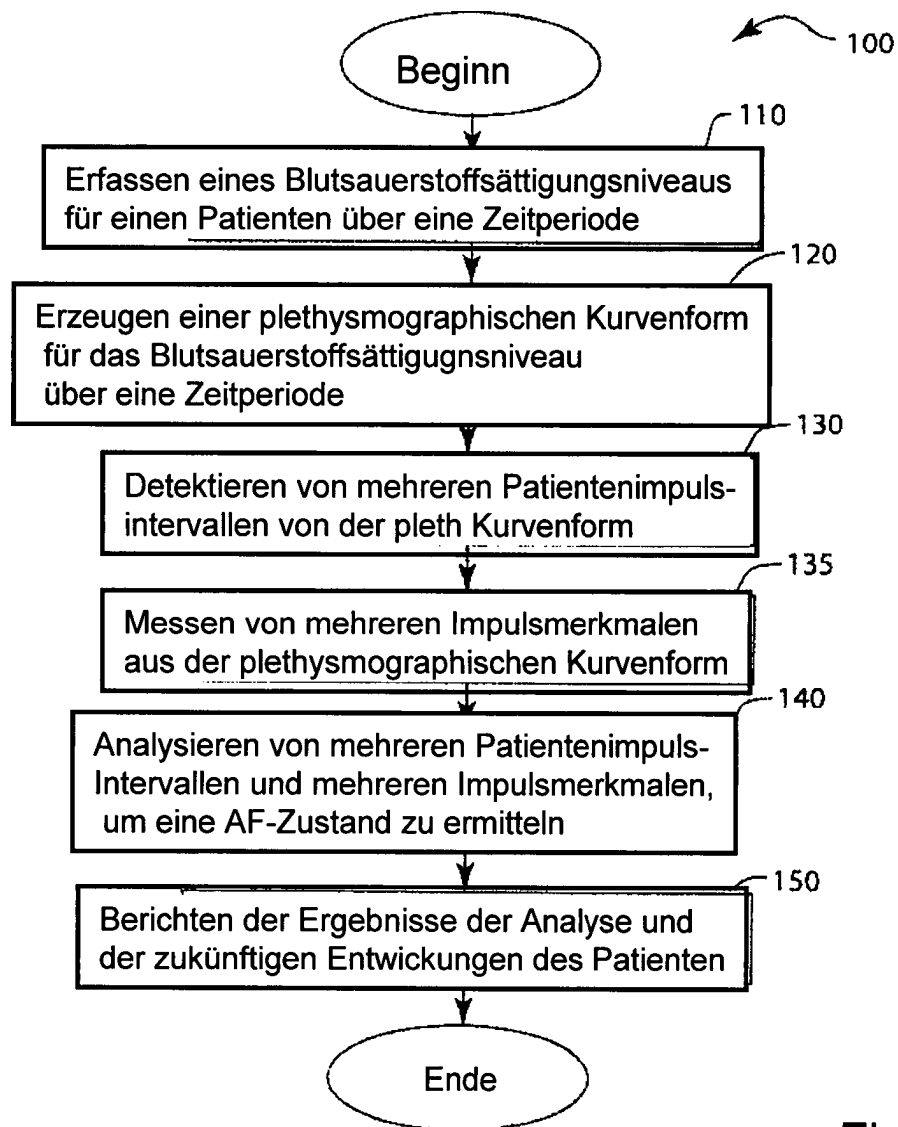


Fig. 3

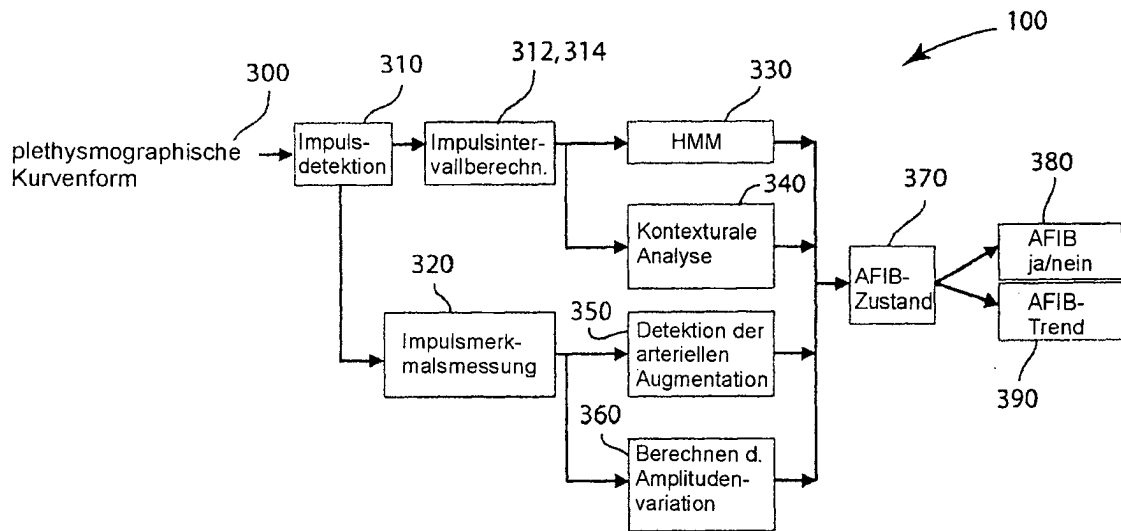


FIG. 4A

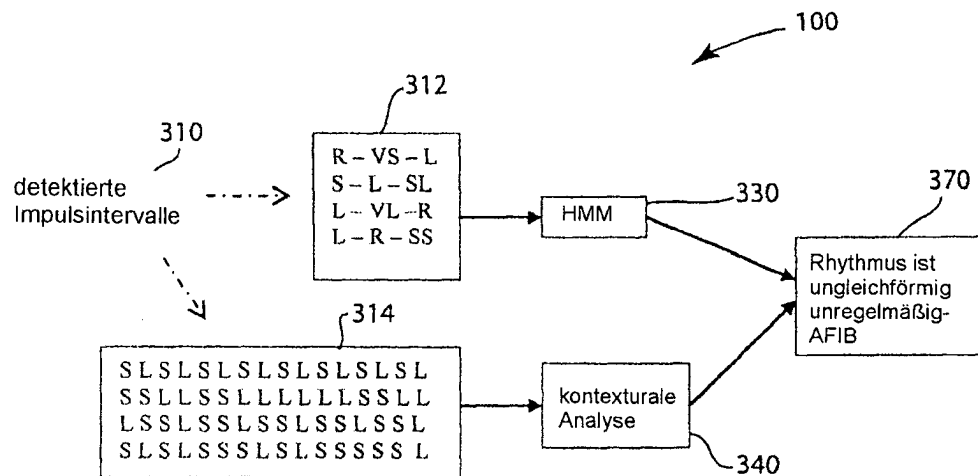


FIG. 4B

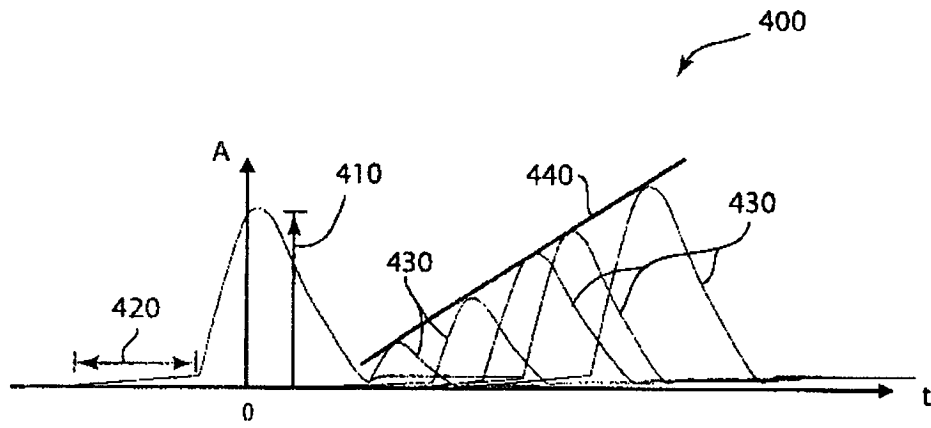


Fig. 5A

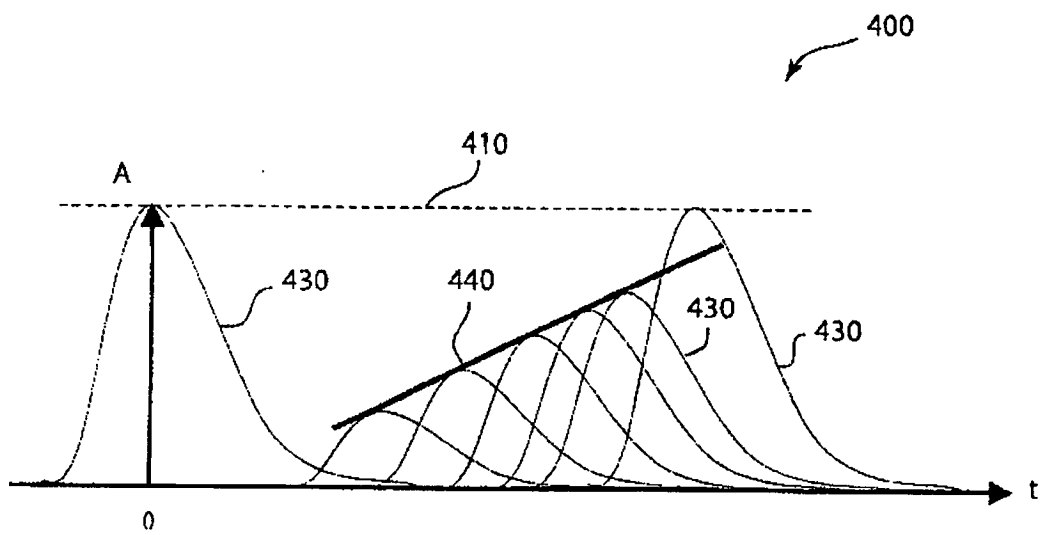


Fig. 5B



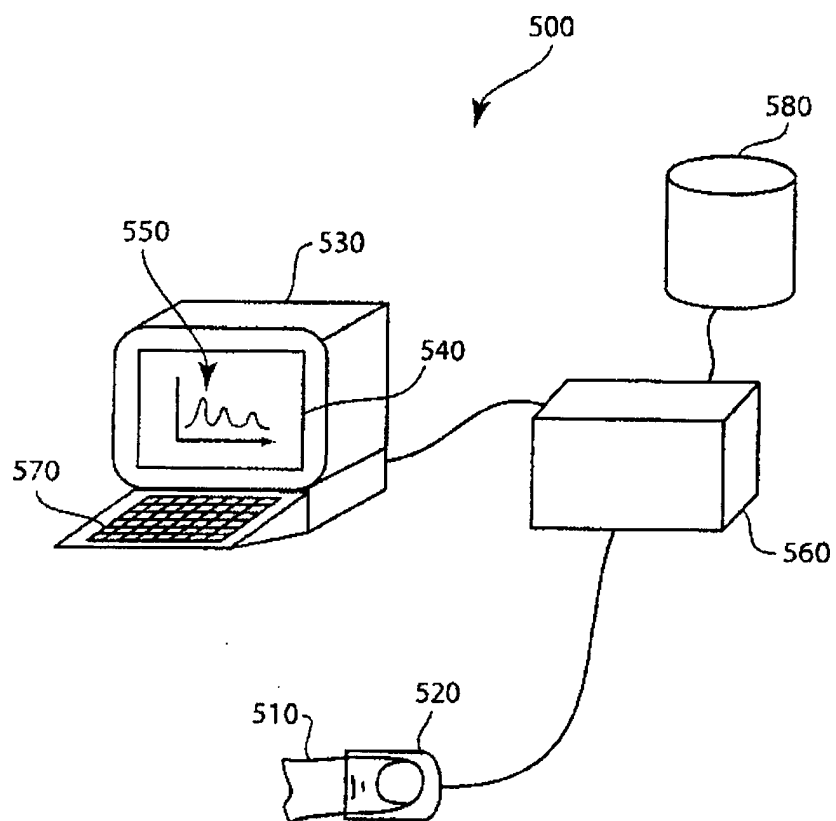


Fig. 6