



(11) **EP 1 253 851 B1**

(12) **EUROPEAN PATENT SPECIFICATION**

(45) Date of publication and mention
of the grant of the patent:
09.04.2008 Bulletin 2008/15

(21) Application number: **01908883.0**

(22) Date of filing: **06.02.2001**

(51) Int Cl.:
A61B 5/00 (2006.01)

(86) International application number:
PCT/US2001/003841

(87) International publication number:
WO 2001/058345 (16.08.2001 Gazette 2001/33)

(54) **METHOD AND APPARATUS FOR DETECTING A PHYSIOLOGICAL PARAMETER**

VERFAHREN UND VORRICHTUNG ZUR ERFASSUNG EINES PHYSIOLOGISCHEN
PARAMETERS

PROCEDE ET APPAREIL DE DETECTION D'UN PARAMETRE PHYSIOLOGIQUE

(84) Designated Contracting States:
**AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU
MC NL PT SE TR**

(30) Priority: **10.02.2000 US 181482 P**

(43) Date of publication of application:
06.11.2002 Bulletin 2002/45

(73) Proprietor: **Draeger Medical Systems, Inc.
Danvers, MA 01923 (US)**

(72) Inventor: **ELGHAZZAWI, Ziad
Newton, MA 02462 (US)**

(74) Representative: **O'Connell, David Christopher
HASELTINE LAKE,
Redcliff Quay
120 Redcliff Street
Bristol BS1 6HU (GB)**

(56) References cited:
WO-A-99/60918 US-A- 5 632 272

- **SCHARF J E ET AL: "Pulse oximetry through spectral analysis" PROCEEDINGS OF THE TWELFTH SOUTHERN BIOMEDICAL ENGINEERING CONFERENCE (CAT. NO. 93TH0525-6), NEW ORLEANS, LA, USA, 2-4 APRIL 1993, pages 227-229, XP002168591 1993, New York, NY, USA, IEEE, USA ISBN: 0-7803-0976-6**

Note: Within nine months from the publication of the mention of the grant of the European patent, any person may give notice to the European Patent Office of opposition to the European patent granted. Notice of opposition shall be filed in a written reasoned statement. It shall not be deemed to have been filed until the opposition fee has been paid. (Art. 99(1) European Patent Convention).

Description

FIELD OF THE INVENTION

[0001] The present invention relates to detecting a desired physiological parameter from physiological electrical signals, and more particularly to removing artifacts from the physiological signal in order to more accurately detect the desired parameter.

BACKGROUND OF THE INVENTION

[0002] It is often required to detect a physiological parameter from electrical physiological signals. For example, parameters related to the functioning of the heart are detected using known electrocardiogram systems; parameters related to the functioning of the brain are detected using known electroencephalogram systems, and the parameters of blood oxygen concentration and pulse rate are detected using known oximeter systems. In the remainder of this application, pulse oximeter systems will be described in more detail, though one skilled in the art will understand that the systems, circuits, and methods in the description may be modified to apply to other systems which detect physiological parameters from electrical physiological signals.

[0003] Known oximeter systems use light signals to detect the blood oxygen concentration. Light of two different wavelengths is made incident on blood perfused flesh, and either transmitted or reflected light is detected, converted to an electrical physiological signal, and that electrical signal processed to detect the physiological parameter of blood oxygen concentration, all in a known manner. It is well known that many factors introduce noise into the electrical signal: for example patient movement, changes in ambient light level, and, to a lesser extent, EMI from power wiring and/or other operating electrical equipment in the vicinity of the oximeter system.

[0004] In order to enhance accuracy, much work has been done to detect accurately the electrical oximetry signals in the noise inherent in such systems. Some prior art systems transform the time domain electrical physiological signal (including noise) into the frequency domain, and perform further processing in the frequency domain. Such systems use a Fourier transform to transform the electrical physiological signal into the frequency domain. More specifically, a discrete Fourier transform of some form, preferably a fast Fourier transform (FFT) is used. The frequency domain signals are then analyzed to separate the physiological signal from the noise and detect the desired parameter.

[0005] U.S. Patent 6,122,535, issued September 19, 2000 to Kaestle et al., illustrates a system in which FFTs are calculated of both the IR and red light representative signals generated by the oxymetric sensor. From the FFTs, a magnitude transform is calculated for both the red and IR signals. The magnitude transform for one of the signals is plotted on the x axis against the magnitude transform for the other of the two signals on the y axis. The resulting x-y plot includes what are termed needles extending radially away from the origin. The magnitude and angle of these needles, and other parameters related to them, are compiled in a table. Each entry in the table is scored according to various criteria. The entry with the highest score is selected as representing the actual pulse rate of the patient. Data from the FFT related to this entry is then processed to generate pulse rate and blood oxygen concentration (SpO₂) parameters.

[0006] U.S. Patent 6,094,592, issued July 25, 2000 to Yorkey et al. illustrates another system in which FFTs are calculated on both the IR and red light representative signals generated by the oxymetric sensor. An SpO₂ parameter is calculated for each and every point in the FFT. A histogram is then constructed of all the SpO₂ parameters previously calculated. One of the SpO₂ parameters is selected from the histogram information according to a set of rules. This SpO₂ value is displayed as the blood oxygen concentration parameter.

[0007] U.S. Patent 5,924,980, issued July 20 1999 to Coetzee, illustrates yet another system in which FFTs are calculated on both the IR and red light representative signals generated by the oxymetric sensor. In this patent, "good" and "bad" portions of the light representative signals generated by the oxymetric sensor are identified by comparing the light representative signals to an "ideal" waveform. Outliers are identified and deleted by correlating the red and IR light representative signals. As a result of the correlation the adverse effect of the noise signals is minimized, and the SpO₂ value is calculated in a more accurate manner.

[0008] U.S. Patent 5,632,272, issued May 27 1997 to Diab et al., discloses a system for analysing two measured signals (with respect to blood oximetry in particular) which are related by coefficients. In order to find appropriate coefficients, the system utilizes a transformation which evaluates a plurality of possible signal coefficients.

[0009] "Pulse Oximetry Through Spectral Analysis" by J.E. Scharf et al. discloses the use of spectral analysis for the signal processing of pulse oximetry waveforms.

[0010] Fast Fourier transformation of eight separate red and infrared waveform data segments is accomplished via a custom C-program. Further, the magnitudes of spectral analysis peaks in the cardiac spectrum are utilised to compute an SpO₂ value.

[0011] All of these prior art systems require a substantial amount of processing, and consequently a substantial amount of power. A system which requires less processing and consumes less power is desirable.

BRIEF SUMMARY OF THE INVENTION

[0012] In accordance with principles of the present invention, a system for detecting a physiological parameter from a physiological signal, includes a source of the physiological signal. Circuitry, coupled to the signal source, detects spectral peaks in the physiological signal. Calculating circuitry, coupled to the spectral peak detecting circuitry, calculates a parameter value corresponding to each detected spectral peak. Weighting circuitry, coupled to the calculating circuitry and the spectral peak detecting circuit, assigns a weight to each peak according to a feature of a signal and the parameter value corresponding to that peak. Circuitry, coupled to the weighting circuitry, selects the peak according to a predetermined criterion. Output circuitry, coupled to the selecting circuitry and the calculating circuitry, then generates the parameter value corresponding to the selected peak.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWING

[0013] In the drawing::

Fig. 1 is a block diagram illustrating a blood oxygen concentration (SpO_2) detection system according to principles of the present invention;

Fig. 2 is a diagram illustrating the method of detecting a spectral peak useful in the system illustrated in Fig. 1.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

[0014] Fig. 1 is a block diagram representing the blood oxygen concentration (SpO_2) detection system according to principles of the present invention. In Fig. 1 an oxymetric sensor 10, represented by the combination of a light source 14 and a light sensor 16, is connected to a control circuit 100. In Fig. 1 an output terminal of a controller 102 is coupled to an input terminal of a light source 14. Additional output terminals of controller 102 are coupled to respective control input terminals (not shown) of other circuitry within the control circuit 100. One skilled in the art will understand what control signals are required, how to generate them, and how to interconnect them with the circuitry within the control circuit 100 requiring them.

[0015] The light source 14 is configured to emit light incident on blood perfused flesh 5, such as a finger or ear lobe, as is known. The light transmitted through, or reflected from, the flesh 5 is received by a light sensor 16. An output terminal of light sensor 16 is coupled to a serial connection of a band pass filter (BPF) 108, an FFT calculating circuit 110, a magnitude calculator 112, a peak detector 114, an SpO_2 value calculator 118, a peak weighting circuit 120, peak selection circuitry 122, subharmonic checking circuitry 124, and circuitry 126 which produces output signals representing the SpO_2 and pulse rate parameters. A first output terminal of the output circuit 126, generates the SpO_2 parameter value and is further coupled with input terminal of a monitor 128. A second output terminal of the output circuit 126 produces a pulse rate representative signal.

[0016] In operation, the light source 14 includes at least two light emitting diodes: one emitting light at the red wavelength, the other emitting light at the IR wavelength, in response to the control signal from the controller 102. The controller 102 supplies signals to the light source 14 conditioning the light source 14 to produce alternating light signals at the respective wavelengths. Alternately, the controller 102 may condition the LEDs to emit light during mutually exclusive time periods including a time period when no light is emitted by either LED, all in a known manner. The light sensor 16 receives light signals either transmitted through or reflected from the flesh 5. The signals are processed in the appropriate way to produce separate red and IR electrical signals representing the received signals from the corresponding LED in the light source 14, in a known manner. This processing can include noise filtering, dark (no LED light) period processing, gain control, and possibly conversion to digital samples, all in a known manner. In the remainder the diagram, the red and IR electrical signals are represented by single signal lines, unless specifically described otherwise. One skilled in the art will also understand that some of this processing may be performed within the control circuit 100, though such circuitry is not shown in order to simplify the figure.

[0017] Because the electrical physiological signals of interest are known to exist only in the frequency band from 0.5 Hz to 5 Hz, the band pass filter 108 filters the received light representative signals and passes only those frequencies within this pass band. The FFT calculating circuit 110 performs a transform of the filtered red and IR signals into the frequency domain. The red and IR FFTs are converted to magnitude transforms by the magnitude calculator 112 in the standard manner. Circuit 114 detects peaks in the magnitude FFT of the IR signal only. Any of the plurality of known methods for detecting peaks may be used on the IR magnitude FFT to detect the peaks.

[0018] Fig. 2 is a diagram illustrating the method of detecting a spectral peak useful in the system illustrated in Fig. 1. In Fig. 2, the IR magnitude FFT is traversed from the dc point upward in frequency. A peak is detected whenever the magnitude of the IR FFT rises from a magnitude of the starting point by at least a predetermined amount (e.g. 300) before the magnitude of the IR FFT drops by the predetermined amount below the peak. The detected peak has associated

with it a frequency and a magnitude. The frequency of the detected peak is the frequency location in the FFT at which the maximum magnitude is detected, and the maximum magnitude at that frequency location is the peak magnitude.

[0019] Referring more specifically to Fig. 2, an exemplary IR magnitude FFT is illustrated. One skilled in the art will understand that such an FFT consists of an ordered set of magnitude values, each value representing the magnitude of the IR signal at a corresponding frequency.. However, in order to more clearly describe the method for detecting peak values, this set of values is represented by a line graph representing the magnitude spectrum. Starting at the dc point 202, the magnitude of the IR FFT is monitored to detect when it exceeds the dc value by a predetermined value, which is the illustrated embodiment is 300. In Fig. 2 this occurs at point 204. From point 204, the maximum value of the magnitude of the IR FFT is continually updated, and the magnitude of the IR FFT is monitored to detect when it decreases from the maximum value by the predetermined amount (e.g. 300). More specifically, a maximum is detected at point 206. This maximum has a value of M1 and a frequency of F1. This peak is selected when the magnitude of the IR FFT drops below the maximum magnitude M1 by the predetermined amount (300), which occurs at point 208. From point 208, the minimum value of the magnitude of the IR FFT is continually updated, and the magnitude of the IR FFT is monitored to detect when it increases from the minimum value by the predetermined amount (300). More specifically, a minimum is detected at point 210. This minimum is selected when the magnitude of the IR FFT exceeds the minimum magnitude at point 210 by the predetermined amount (300), which occurs at point 212. The magnitude and frequency of the minimum point are not relevant.

[0020] From point 210 the process described above repeats to detect further peaks. Consequently, as described above, from point 212 the maximum value of the magnitude of the IR FFT is continually updated, and the magnitude of the IR FFT is monitored to detect when it decreases from the maximum value by the predetermined amount (300). A second maximum is detected at point 214. This maximum has a value of M2 and a frequency of F2. This peak is selected when the magnitude of the IR FFT drops below the maximum magnitude M2 by the predetermined amount (300), which occurs at point 216. All such peaks are detected in this manner. These peaks are further processed as described below. Alternatively, a predetermined maximum number of peaks may be further processed (e.g. 10 to 30). In this case, the 10 to 30 peaks with the largest magnitudes are further processed, as described below, while the remainder are discarded.

[0021] The calculating circuitry 118 calculates in SpO₂ value for the frequency of each peak identified by the peak detecting circuitry 114. For each such peak, the calculation is based on the ratio R, given in equation (1) below, in which ACred represents the magnitude of the red FFT at the location of the peak detected in the IR FFT; DCred represents the magnitude of the red FFT at the zero frequency (DC) location; ACir represents the magnitude of the IR FFT at the location of the peak, and DCir represents the magnitude of the IR FFT at the zero frequency (DC) location. The ratio R is then used as an input parameter to an experimentally determined look up table to determine the SpO₂ value corresponding to that ratio.

$$R = \frac{\log \frac{ACred + DCred}{DCred}}{\log \frac{ACir + DCir}{DCir}} \quad (1)$$

[0022] Each peak detected by the peak detector 114 is then weighted by weighting circuit 120. The weighting in general is based on the SpO₂ value calculated in the calculating circuitry 118, and other signal features. These signal features may be related to the physiological signals themselves, or to some other signal as illustrated in phantom Fig. 1 by signal lines coupled to a second input terminal of the weighting circuit 120. These signal features could, for example, be a value, slope or integral or some other function of one or more signals, including the physiological signals, in either the time or frequency domain.

[0023] In the illustrated embodiment, the weight W is calculated, as illustrated in equation (2) below, by taking the SpO₂ value calculated by the calculating circuit 118, squaring it, and multiplying by the magnitude of the corresponding IR FFT peak (ACir) to produce the weight W corresponding to that peak.

$$W = (SpO_2)^2 \cdot ACir \quad (2)$$

[0024] The selection circuitry 122 selects a peak according to a predetermined criterion. In the illustrated embodiment, the peak having the largest weight W is selected as the peak representing the actual pulse rate.

[0025] However, if the peak selected the selecting circuitry 122 is between her 0.75 Hz and 1.4 Hz, then it is possible

that the frequency of this peak represents not the pulse rate, but instead the first harmonic of the pulse rate and that the spectral peak representing the frequency of the fundamental is masked by noise. Thus, one further check may optionally be performed before the final selection of a peak representing the pulse rate.

[0026] Checking circuitry 124 checks the frequency of the peak selected by the selecting circuit 122 to determine if it is between 0.75 Hz and 1.4 Hz. If it is, then the location in the magnitude IR FFT at 1/2 of the frequency represented by the selected peak is checked to determine if it has been identified as a peak. If that location is not a peak, then the peak initially selected by the selection circuitry 122 is selected as the peak, and the pulse rate and SpO₂ values corresponding to that peak are produced at the output terminals of the output circuit 126 and displayed on the monitor 128.

[0027] On the other hand, if the location of the IR magnitude FFT at 1/2 of the frequency of the peak initially selected by selecting circuit 122 is determined to also be a peak, then the magnitude of that peak (lower peak) is compared to the magnitude of the peak initially selected by the selecting circuit 122 (upper peak). If the magnitude of the lower peak is greater than twice the magnitude of the upper peak, then the SpO₂ values calculated for the lower and upper peaks are compared. If the SpO₂ value (expressed as a percentage) for the lower peak is more than two percent greater than the SpO₂ value for the upper peak, then the lower peak is assumed to be the fundamental, and the frequency of the lower peak is assumed to represent the pulse rate. In this case the pulse rate and the SpO₂ values corresponding to the lower peak are produced at the output terminals of the output circuit 126 and displayed on the monitor 128. Otherwise, the upper peak is assumed to be the fundamental, and the pulse rate and the SpO₂ values corresponding to the upper peak are produced at the output terminals of the output circuit 126 and displayed on the monitor 128.

[0028] The system illustrated in Fig. 1 is described above as consisting of separate interconnected hardware elements, and such a system could be implemented in that manner. However, one skilled in the art will understand that the control circuit 100 could also be implemented as a computer system, operating under control of a control program, in which signals received from the light sensor 16 are converted into samples in digital form by an analog to digital converter in a known manner. The digital samples are received by the computer 100, and all filtering, transforms, and other calculations and comparisons are carried out by the computer under control of a program stored in a memory (not shown) all in a known manner.

[0029] By detecting spectral peaks in the electrical red and IR light signals, the amount of calculations which must be performed, relative to the prior art methods, described above, is decreased, and consequently the power required to detect the pulse rate and SpO₂ level is decreased as well.

Claims

1. A system for detecting a physiological parameter from a physiological signal derived from patient blood, comprising:

means (16) for receiving the physiological signal and for generating a frequency domain transform of the physiological signal;
a peak detector (114) coupled to the means for generating the frequency domain transform for detecting a plurality of peaks from an infra-red frequency domain transform of said physiological signal exclusive of peaks in a red frequency domain transform corresponding to said physiological signal;
calculating circuitry (118), coupled to the peak detector, for calculating a parameter value corresponding to each detected peak;
a weighting processor (120) coupled to the peak detector for weighting each detected peak of said plurality of peaks based on a signal feature and the SpO₂ value corresponding to said peak;
a peak selector (122) coupled to the weighting processor for selecting a weighted peak according to a predetermined criterion; and
output circuitry coupled to the peak selector for generating a parameter value corresponding to the selected weighted peak.

2. The system of claim 1 further comprising a bandpass filter coupled between the means for receiving the physiological signal and the means for generating a frequency domain transform.

3. The system of claim 1 wherein said weighting processor weights an individual peak of said detected peaks according to the infra-red frequency domain transform value corresponding to said individual peak and the SpO₂ value corresponding to said peak, and exclusive of other factors.

4. The system of claim 1 wherein said peak detector exclusively detects peaks from an infra-red frequency domain transform of the physiological

signal independently of an associated red light frequency domain transform of the physiological signal.

5. The system of claim 1 wherein the peak selector selects a weighted peak having the largest weight.

5 6. The system of claim 1 wherein the physiological parameter is blood oxygen concentration (SpO₂).

7. The system of claim 6 further comprising a bandpass filter coupled between the signal source and the peak detector.

10 8. The system of claim 7 wherein the passband of the bandpass filter is substantially between around 0.5 Hz and around 5 Hz.

9. The system of claim 6, further comprising a source of a red signal representing received red light and a source of an infra-red signal representing received infra-red light.

15 10. The system of claim 9 wherein:

said peak detector for detecting peaks of an infra-red frequency domain transform of a physiological signal includes a Fourier transform processor which generates transformed red and infra-red signals.

20 11. The system of claim 10 wherein:

the Fourier transform processor comprises an FFT circuit.

25 12. The system of claim 10 wherein the processor for calculating a blood oxygen concentration representative value comprises:

circuitry for calculating a ratio R value according to the equation:

30

$$R = \frac{\log \frac{ACred + DCred}{DCred}}{\log \frac{ACir + DCir}{DCir}}$$

35 wherein ACred represents the magnitude of the transformed red signal at each peak of said infra-red frequency domain transform, DCred represents the DC magnitude of transformed red signal, ACir represents the magnitude of the transformed IR signal at each peak, and DCir represents the DC magnitude of the IR signal; and a lookup table for looking up the SpO₂ value according to the ratio R.

40 13. The system of claim 10 wherein the weighting processor weights an individual peak of said detected spectral peaks according to the equation:

45

$$W = (SpO_2)^2 \cdot ACir$$

wherein ACir represents the magnitude of the transformed IR signal at each peak.

50 14. The system of claim 6 wherein each detected peak is further associated with a frequency, and the system further comprises:

55 a processor for determining if the frequency associated with the selected peak is within a predetermined frequency range and if the frequency associated with the selected peak is within the predetermined frequency range, then:

checking if the transformed signal at one-half the frequency associated with the selected peak is also a peak, and if the signal at one-half the frequency associated with the selected peak is also a peak, then:

comparing the respective magnitudes associated with the selected peak and the peak at one-half the frequency associated with the selected peak, and
 if the magnitude of the peak at one-half the frequency associated with the selected peak is greater the magnitude of the selected peak by a predetermined factor, and the SpO₂ value associated with the peak at one-half the frequency associated with the selected peak is greater than the SpO₂ value associated with the selected peak by a predetermined amount, then selecting the peak at one-half the frequency of the selected peak.

15. The system of claim 14 wherein the predetermined factor is substantially two.

16. The system of claim 14 wherein the SpO₂ value is expressed as a percentage, and the predetermined amount is substantially 2%.

17. The system of claim 14 wherein the predetermined frequency range is from substantially between around 0.5 Hz to around 1.4 Hz.

18. The system of claim 6 comprised in a computer system, operating under control of a control program.

19. A method for detecting a physiological parameter from a physiological signal derived from patient blood, comprising the steps of:

receiving the physiological signal representing the parameter;
 generating a frequency domain transform of the physiological signal;
 detecting a plurality of peaks from an infra-red frequency domain transform of the physiological signal exclusive of peaks in a red frequency domain transform corresponding to said physiological signal;
 weighting each detected peak of said plurality of peaks based on a signal feature and the SpO₂ value corresponding to that peak;
 selecting a weighted peak according to a predetermined criterion; and
 generating a physiological parameter corresponding to the selected weighted peak.

20. The method of claim 19 further including the step of limiting the bandwidth of the physiological signal.

21. The method of claim 19 wherein said step of detecting peaks comprises exclusively detecting peaks from an infra-red frequency domain transform of the physiological signal independently of an associated red light frequency domain transform of the physiological signal.

22. The method of claim 19 wherein said weighting step comprises weighting an individual peak of said detected peaks according to the infra-red frequency domain transform representation value corresponding to said individual peak and the SpO₂ value corresponding to said individual peak, and exclusive of other factors.

23. The method of claim 19 wherein the selecting step comprises the step of selecting a weighted peak having the largest weight.

24. The method of claim 19, wherein the physiological parameter is blood oxygen concentration (SpO₂).

25. The method of claim 24 further including the step of limiting the bandwidth of the physiological signal.

26. The method of claim 25 wherein the limiting step comprises the step of limiting the bandwidth to substantially between around 0.5 Hz to around 5 Hz.

27. The method of claim 24 further including a transforming step comprising the step of transforming the red and IR signals to transformed red and IR signals, respectively; and
 wherein the receiving step comprises the step of receiving a red signal representing received red light and an IR signal representing received IR light;
 wherein the detecting step comprises the step of detecting peaks in the transformed IR signal.

28. The method of claim 27 wherein the transformed physiological signal has a DC magnitude, and the calculating step comprises the steps of:

calculating a ratio R value according to the equation:

$$R = \frac{\log \frac{ACred + DCred}{DCred}}{\log \frac{ACir + DCir}{DCir}}$$

wherein ACred represents the magnitude of the transformed red signal at each peak of said infra-red frequency domain transform, DCred represents the DC magnitude of transformed red signal, ACir represents the magnitude of the transformed IR signal at each peak, and DCir represents the DC magnitude of the IR signal; and looking up the SpO₂ value from a lookup table according to the ratio R.

29. The method of claim 27 wherein the weighting step comprises the steps of:

weighting an individual peak of said detected spectral peak according to the equation:

$$W = (SpO_2)^2 \cdot ACir$$

wherein ACir represents the magnitude of the transformed IR signal at peak.

30. The method of claim 27 wherein the transforming step further comprises the step of transforming the red and IR signals to magnitude transformed red and IR signals, respectively.

31. The method of claim 24 wherein each detected peak is further associated with a frequency, and the method further comprises, after the selecting step, the steps of:

determining if the frequency associated with the selected peak is within a predetermined frequency range and if the frequency associated with the selected peak is within the predetermined frequency range, then performing the steps of:

checking if the transformed signal at one-half the frequency associated with the selected peak is also a peak and if the signal at one-half the frequency associated with the selected peak is also a peak, then performing the steps of:

comparing the respective magnitudes associated with the selected peak and the peak at one-half the frequency associated with the selected peak; and
if the magnitude of the peak at one-half the frequency associated with the selected peak is greater than a predetermined factor times the magnitude of the selected peak, and the SpO₂ value associated with the peak at one-half the frequency associated with the selected peak is greater than the SpO₂ values associated with the selected peak by a predetermined amount, then selecting the peak at one-half the frequency of the selected peak.

32. The method of claim 31 wherein the predetermined factor is substantially two.

33. The method of claim 31 wherein the SpO₂ representative value is expressed as a percentage; and the predetermined amount is substantially 2%.

34. The method of claim 31 wherein the predetermined frequency range is from substantially between about 0.5 Hz to about 1.4 Hz.

Patentansprüche

1. System zum Erfassen eines physiologischen Parameters in einem physiologischen Signal, das aus dem Blut des Patienten hergeleitet wird, umfassend
 5 eine Vorrichtung (16) zum Aufnehmen des physiologischen Signals und zur Vornahme einer Transformation des Frequenzbereichs des physiologischen Signals;
 einen Höchstwertdetektor (114), der gekoppelt ist mit der Einrichtung zur Vornahme der Frequenzbereichstransformation zur Aufnahme einer Anzahl Höchstwerte aus der Transformation des Infrarotfrequenzbereichs des physiologischen Signals, ausschließlich der Höchstwerte aus der Transformierung des Rotfrequenzbereichs, welche dem physiologischen Signal entsprechen:
 10 eine mit dem Höchstwertdetektor gekoppelte Rechenschaltung (118) zum Berechnen eines den jeweils aufgenommenen Höchstwerts entsprechenden Parameterwerts;
 einen Gewichtungsprozessor (120) zum Gewichten eines jeden erfassten Höchstwerts aus der Anzahl Höchstwerte auf Basis einer Signaleigenschaft und dem SpO_2 -Wert, der dem Höchstwert entspricht;
 15 einen Höchstwertselektor (122), der gekoppelt ist mit dem Gewichtungsprozessor zum Auswählen eines gewichteten Höchstwerts gemäß einem vorgegebenen Kriterium; und
 eine Ausgangsschaltung, die mit dem Höchstwertselektor gekoppelt ist, zum Erzeugen eines Parameterwerts, der dem gewählten gewichteten Höchstwert entspricht.
 20
2. System nach Anspruch 1, zudem umfassend einen Bandpassfilter, der zwischen der Vorrichtung zum Empfangen des physiologischen Signals und der Vorrichtung zum Erzeugen einer Frequenzbereichstransformation eingebaut ist.
- 25 3. System nach Anspruch 1, worin der Gewichtungsprozessor einen einzelnen Höchstwert der erfassten Höchstwerte gemäß dem Wert aus der Infrarot-Frequenzbereichstransformation, der dem einzelnen Höchstwert entspricht, und dem SpO_2 -Wert, der dem Höchstwert entspricht, und ohne weitere Faktoren gewichtet.
- 30 4. System nach Anspruch 1, worin der Höchstwertdetektor ausschließlich Höchstwerte von einer Infrarot-Frequenzbereichstransformation des physiologischen Signals, unabhängig von einer zugehörigen Rotlicht-Frequenzbereichstransformation des physiologischen Signals erfasst.
5. System nach Anspruch 1, wobei der Höchstwertselektor einen gewichteten Höchstwert mit der höchsten Wichtigkeit auswählt.
 35
6. System nach Anspruch 1, wobei der physiologische Parameter die Blutsauerstoff-Konzentration (SpO_2) ist.
7. System nach Anspruch 6, zudem umfassend einen Bandpassfilter, der zwischen der Signalquelle und dem Höchstwertdetektor angeschlossen ist.
 40
8. System nach Anspruch 7, wobei der Durchlassbereich des Bandpassfilters im Wesentlichen zwischen etwa 0,5 Hz und etwa 5 Hz liegt.
9. System nach Anspruch 6, zudem umfassend eine Quelle für ein Rotsignal, welches das empfangene Rotlicht darstellt, und eine Quelle für ein Infrarotsignal, welches das empfangene Infrarotlicht darstellt.
 45
10. System nach Anspruch 9, worin der Höchstwertdetektor zum Erfassen von Höchstwerten einer Infrarot-Frequenzbereichstransformation eines physiologischen Signals einen Fourier-Transformationsprozessor umfasst, der transformierte Rot- und Infrarotsignale erzeugt.
 50
11. System nach Anspruch 10, worin der Fourier-Transformationsprozessor eine FFT-Schaltung umfasst.
12. System nach Anspruch 10, wobei der Prozessor zum Berechnen eines Wertes, der die Blutsauerstoffkonzentration darstellt, umfasst:
 55 eine Schaltung zum Berechnen eines Verhältniswertes R gemäß der Gleichung:

$$R = \frac{\log \frac{ACred + DCred}{DCred}}{\log \frac{ACir + DCir}{DCir}}$$

worin ist:

ACred Stärke des transformierten Rotsignals bei jedem Höchstwert der Infrarot-Frequenzbereichstransformation;

DCred DC-Stärke des transformierten Rotsignals;

ACir Stärke des transformierten IR-Signals bei jedem Höchstwert;

und

DCir DC-Stärke des IR-Signals; und

eine Nachschlagetabelle zum Nachschlagen des SpO₂-Wertes gemäß dem Verhältnis R.

13. System nach Anspruch 10, wobei der Gewichtungsprozessor einen einzelnen Höchstwert der erfassten Spektral-Höchstwerte gemäß der Gleichung:

$$W = (SpO_2)^2 \cdot ACir$$

wichtet, worin ist:

ACir Stärke des transformierten IR-Signals bei jedem Höchstwert.

14. System nach Anspruch 6, wobei jeder erfasste Höchstwert zudem eine Frequenz aufweist, und das System zudem umfasst einen Prozessor zum Bestimmen, ob die mit dem ausgewählten Höchstwert einhergehende Frequenz in einem festgelegten Frequenzbereich ist, und wenn die mit dem ausgewählten Höchstwert einhergehende Frequenz in einem festgelegten Frequenzbereich ist, dann:

Überprüfen, ob das transformierte Signal bei der mit dem ausgewählten Höchstwert einhergehenden halben Frequenz ebenfalls ein Höchstwert ist, und wenn das Signal bei der mit dem ausgewählten Höchstwert einhergehenden halben Frequenz ebenfalls ein Höchstwert ist, dann:

Vergleichen der jeweiligen Stärken des ausgewählten Höchstwerts und des Höchstwerts bei der mit dem ausgewählten Höchstwert einhergehenden halben Frequenz, und wenn die Stärke des Höchstwerts bei der mit dem ausgewählten Höchstwert einhergehenden halben Frequenz um einen festgelegten Faktor größer ist als die Stärke des ausgewählten Höchstwerts, und der SpO₂-Wert des Höchstwerts bei der mit dem ausgewählten Höchstwert einhergehenden halben Frequenz um einen festgelegten Betrag größer ist als der SpO₂-Wert des ausgewählten Höchstwerts, dann Auswählen des Höchstwerts bei der halben Frequenz des ausgewählten Höchstwerts.

15. System nach Anspruch 14, wobei der festgelegte Faktor im Wesentlichen 2 ist.

16. System nach Anspruch 14, wobei der SpO₂-Wert ausgedrückt ist als Prozentsatz; und der festgelegte Betrag im Wesentlichen 2% ist.

17. System nach Anspruch 14, wobei der festgelegte Frequenzbereich im Wesentlichen zwischen etwa 0,5 Hz und

etwa 1,4 Hz liegt.

18. System nach Anspruch 6, das in einem Computersystem befindlich unter der Steuerung eines Steuerprogramms arbeitet.

19. Verfahren zum Erfassen eines physiologischen Parameters aus einem von Patientenblut hergeleiteten physiologischen Signal, umfassend die Schritte:

Aufnehmen des physiologischen Signals, das den Parameter darstellt:

Erzeugen einer Frequenzbereichstransformation des physiologischen Signals;
Erfassen einer Anzahl Höchstwerte aus einer Transformation des Infrarotfrequenzbereichs des physiologischen Signals, ausschließlich der Höchstwerte einer Transformation im Bereich der Rotfrequenz, welche dem physiologischen Signal entspricht;
Gewichten eines jeden erfassten Höchstwerts aus der Anzahl Höchstwerte gemäß einer Signaleigenschaft und dem SpO₂-Wert, der diesem Höchstwert entspricht
Auswählen eines gewichteten Höchstwerts gemäß einem vorgegebenen Kriterium; und
Erzeugen eines physiologischen Parameters, der dem ausgewählten gewichteten Höchstwert entspricht.

20. Verfahren nach Anspruch 19, zudem umfassend den Schritt: Begrenzen der Bandbreite des physiologischen Signals.

21. Verfahren nach Anspruch 19, wobei der Schritt des Erfassens der Höchstwerte umfasst das ausschließliche Erfassen von Höchstwerten aus einer Infrarot-Frequenzbereichstransformation des physiologischen Signals unabhängig von einer damit einhergehenden Rotlicht-Frequenzbereichstransformation des physiologischen Signals.

22. Verfahren nach Anspruch 19, wobei der Gewichtungsschritt umfasst das Gewichten eines einzelnen Höchstwerts der erfassten Höchstwerte gemäß dem stellvertretenden Wert der Infrarot-Frequenzbereichstransformation, der dem einzelnen Höchstwert entspricht, und dem SpO₂-Wert, der dem einzelnen Höchstwert entspricht, und ohne weitere Faktoren.

23. Verfahren nach Anspruch 19, wobei der Auswahlsschritt den Schritt des Auswählens eines gewichteten Höchstwerts mit der höchsten Gewichtung umfasst.

24. Verfahren nach Anspruch 19, wobei der physiologische Parameter die Blutsauerstoffkonzentration (SpO₂) ist.

25. Verfahren nach Anspruch 24, zudem umfassend den Schritt des Begrenzens der Bandbreite des physiologischen Signals.

26. Verfahren nach Anspruch 25, wobei der Begrenzungsschritt den Schritt umfasst des Begrenzens der Bandbreite auf im Wesentlichen zwischen etwa 0,5 Hz und etwa 5 Hz.

27. Verfahren nach Anspruch 24, zudem umfassend einen Transformationsschritt, umfassend den Schritt des Transformierens der Rot- und IR-Signale zu transformierten Rot- bzw. IR-Signalen, und wobei der Empfangsschritt den Schritt umfasst des Empfangens eines Rotsignals, das das empfangene Rotlicht darstellt, und eines IR-Signals, das das empfangene IR-Licht darstellt; wobei der Erfassungsschritt den Schritt umfasst des Erfassens von Höchstwerten im transformierten IR-Signal.

28. Verfahren nach Anspruch 27, wobei das transformierte physiologische Signal eine DC-Stärke aufweist, und der Rechenschritt die Schritte umfasst:

Berechnen eines Verhältniswertes R gemäß der Gleichung:

$$R = \frac{\log \frac{ACred + DCred}{DCred}}{\log \frac{ACir + DCir}{DCir}}$$

worin ist:

ACred Stärke des transformierten Rotsignals bei jedem Höchstwert der Infrarot-Frequenzbereichstransformation;

DCred DC-Stärke des transformierten Rotsignals;

ACir Stärke des transformierten IR-Signals bei jedem Höchstwert;

und

DCir DC-Stärke des IR-Signals; und

Nachschlagen des SpO₂-Wertes aus einer Nachschlagetabelle gemäß dem Verhältnis R.

29. Verfahren nach Anspruch 27, wobei der Gewichtungsschritt die Schritte umfasst des Gewichtens eines einzelnen Höchstwerts des erfassten SpektralHöchstwerts gemäß der Gleichung:

$$W = (SpO_2)^1 \cdot ACir$$

worin ist:

ACir Stärke des transformierten IR-Signals bei dem Höchstwert.

30. Verfahren nach Anspruch 27, wobei der Transformationsschritt zudem den Schritt des Transformierens der Rot- und IR-Signale zu stärkentransformierten Rot- bzw. IR-Signalen umfasst.

31. Verfahren nach Anspruch 24, wobei ein jeder erfasste Höchstwert zudem eine Frequenz aufweist, und das Verfahren nach dem Auswahlsschritt zudem die Schritte umfasst:

Bestimmen, ob die mit dem ausgewählten Höchstwert einhergehende Frequenz in einem vorgegebenen Frequenzbereich ist, und wenn die mit dem ausgewählten Höchstwert einhergehende Frequenz in einem vorgegebenen Frequenzbereich ist, dann Durchführen der Schritte:

Überprüfen, ob das transformierte Signal bei der mit dem ausgewählten Höchstwert einhergehenden halben Frequenz ebenfalls ein Höchstwert ist, und wenn das Signal bei der mit dem ausgewählten Höchstwert einhergehenden halben Frequenz ebenfalls ein Höchstwert ist, dann Durchführen der Schritte:

Vergleichen der jeweiligen Stärken des ausgewählten Höchstwerts und des Höchstwerts bei der mit dem ausgewählten Höchstwert einhergehenden halben Frequenz, und wenn die Stärke des Höchstwerts bei der mit dem ausgewählten Höchstwert einhergehenden halben Frequenz um einen festgelegten Faktor größer ist als die Stärke des ausgewählten Höchstwerts, und der SpO₂-Wert des Höchstwerts bei der mit dem ausgewählten Höchstwert einhergehenden halben Frequenz um einen festgelegten Betrag größer ist als der SpO₂-Wert des ausgewählten Höchstwerts, dann Auswählen des Höchstwerts bei der halben Frequenz des ausgewählten Höchstwerts.

32. Verfahren nach Anspruch 31, wobei der festgelegte Faktor im Wesentlichen 2 ist.

33. Verfahren nach Anspruch 31, wobei der Wert, der den SpO_2 darstellt, ausgedrückt ist als Prozentsatz; und der vorgegebene Betrag im Wesentlichen 2% ist.

34. Verfahren nach Anspruch 31, wobei der vorgegebene Frequenzbereich im Wesentlichen zwischen etwa 0,5 Hz und etwa 1,4 Hz liegt.

Revendications

1. Système pour détecter un paramètre physiologique à partir d'un signal physiologique dérivé du sang d'un patient, comprenant :

des moyens (16) pour recevoir le signal physiologique et pour générer une transformée dans le domaine de fréquence du signal physiologique ;

un détecteur de pics (114) couplé aux moyens pour générer la transformée dans le domaine de fréquence pour détecter une pluralité de pics à partir d'une transformée dans le domaine de fréquence infrarouge dudit signal physiologique à l'exclusion des pics dans une transformée dans le domaine de fréquence rouge correspondant audit signal physiologique ;

un circuit de calcul (118), couplé au détecteur de pic pour calculer une valeur de paramètre correspondant à chaque pic détecté ;

un processeur de pondération (120) couplé au détecteur de pic pour pondérer chaque pic détecté de ladite pluralité de pics en fonction d'une caractéristique de signal et la valeur de SpO_2 correspondant audit pic ;

un sélecteur de pic (122) couplé au processeur de pondération pour sélectionner un pic pondéré conformément à un critère prédéterminé ; et

un circuit de sortie couplé au sélecteur de pic pour générer une valeur de paramètre correspondant au pic pondéré sélectionné.

2. Système de la revendication 1, comprenant en outre un filtre passe-bande couplé entre les moyens pour recevoir le signal physiologique et les moyens pour générer une transformée dans le domaine de fréquence.

3. Système de la revendication 1 dans lequel ledit processeur de pondération pondère un pic individuel desdits pics détectés en fonction de la valeur de transformée dans le domaine de fréquence infrarouge correspondant audit pic individuel et la valeur de SpO_2 correspondant audit pic, et à l'exclusion d'autres facteurs.

4. Système de la revendication 1 dans lequel ledit détecteur de pic détecte exclusivement des pics d'une transformée dans le domaine de fréquence infrarouge du signal physiologique indépendamment d'une transformée dans le domaine de fréquence de lumière rouge associée du signal physiologique.

5. Système de la revendication 1 dans lequel le sélecteur de pic sélectionne un pic pondéré ayant la plus grande pondération.

6. Système de la revendication 1 dans lequel le paramètre physiologique est la concentration d'oxygène dans le sang (SpO_2).

7. Système de la revendication 6 comprenant en outre un filtre passe-bande couplé entre le signal source et le détecteur de pic.

8. Système de la revendication 7 dans lequel la bande passante du filtre passe-bande est sensiblement comprise entre environ 0,5 Hz et environ 5 Hz.

9. Système de la revendication 6, comprenant en outre une source d'un signal rouge représentant la lumière rouge reçue et une source d'un signal infrarouge représentant une lumière infrarouge reçue.

10. Système de la revendication 9 dans lequel :

ledit détecteur de pic pour détecter les pics d'une transformée dans le domaine de fréquence infrarouge d'un

signal physiologique comprend un processeur de transformée de Fourier qui génère des signaux rouge et infrarouge transformés.

11. Système de la revendication 10 dans lequel :

le processeur de transformée de Fourier comprend un circuit de transformée de Fourier rapide (FFT).

12. Système de la revendication 10 dans lequel le processeur pour calculer une valeur représentative de la concentration d'oxygène dans le sang comprend :

un circuit pour calculer une valeur de rapport R conformément à l'équation :

$$R = \frac{\log \frac{ACred + DCred}{DCred}}{\log \frac{ACir + DCir}{DCir}}$$

où ACred représente l'amplitude du signal rouge transformé au niveau de chaque pic de ladite transformée dans le domaine de fréquence infrarouge, DCred représente l'amplitude C.C. du signal rouge transformé, ACir représente l'amplitude du signal IR transformé au niveau de chaque pic, et DCir représente l'amplitude C.C. du signal IR ; et
une table de correspondance pour extraire la valeur de SpO₂ en fonction du rapport R.

13. Système de la revendication 10 dans lequel le processeur de pondération pondère un pic individuel desdits pics spectraux détectés conformément à l'équation :

$$W = (SpO_2)^2 \cdot ACir$$

où ACir représente l'amplitude du signal IR transformé au niveau de chaque pic.

14. Système de la revendication 6 dans lequel chaque pic détecté est en outre associé à une fréquence, et le système comprend en outre :

un processeur pour déterminer si la fréquence associée au pic sélectionné est dans une plage de fréquence prédéterminée et si la fréquence associée au pic sélectionné est dans la plage de fréquence prédéterminée, alors :

vérifier si le signal transformé à la moitié de la fréquence associée au pic sélectionné est également un pic, et si le signal à la moitié de la fréquence associée au pic sélectionné est également un pic, alors :

comparer les amplitudes respectives associées au pic sélectionné et le pic à la moitié de la fréquence associée au pic sélectionné, et

si l'amplitude du pic à la moitié de la fréquence associée au pic sélectionné est supérieure à l'amplitude du pic sélectionné d'un facteur prédéterminé, et la valeur de SpO₂ associée au pic à la moitié de la fréquence associée au pic sélectionné est supérieure à la valeur de SpO₂ associée au pic sélectionné d'une quantité prédéterminée, alors sélectionner le pic à la moitié de la fréquence du pic sélectionné.

15. Système de la revendication 14 dans lequel le facteur prédéterminé est sensiblement de deux.

16. Système de la revendication 14 dans lequel la valeur de SpO₂ est exprimée en pourcentage ; et la quantité prédéterminée est sensiblement de 2 %.

17. Système de la revendication 14 dans lequel la plage de fréquence prédéterminée est sensiblement comprise entre environ 0,5 Hz et environ 1,4 Hz.

18. Système de la revendication 6 compris dans un système informatique, fonctionnant sous le contrôle d'un programme de commande.

19. Procédé pour détecter un paramètre physiologique à partir d'un signal physiologique dérivé du sang d'un patient, comprenant les étapes consistant à :

recevoir le signal physiologique représentant le paramètre ; générer une transformée dans le domaine de fréquence du signal physiologique ;
détecter une pluralité de pics à partir d'une transformée dans le domaine de fréquence infrarouge du signal physiologique, à l'exclusion des pics dans une transformée dans le domaine de fréquence rouge correspondant audit signal physiologique ;
pondérer chaque pic détecté de ladite pluralité de pics en fonction d'une caractéristique de signal et la valeur de SpO_2 correspondant à ce pic ;
sélectionner un pic pondéré conformément à un critère prédéterminé ; et
générer un paramètre physiologique correspondant au pic pondéré sélectionné.

20. Procédé de la revendication 19 comprenant en outre l'étape consistant à limiter la bande passante du signal physiologique.

21. Procédé de la revendication 19 dans lequel ladite étape de détection de pics comprend exclusivement la détection des pics d'une transformée dans le domaine de fréquence infrarouge du signal physiologique indépendamment d'une transformée dans le domaine de fréquence de lumière rouge associée du signal physiologique.

22. Procédé de la revendication 19 dans lequel ladite étape de pondération comprend la pondération d'un pic individuel desdits pics détectés en fonction de la valeur de représentation de la transformée dans le domaine de fréquence infrarouge correspondant audit pic individuel et la valeur de SpO_2 correspondant audit pic individuel, et à l'exclusion d'autres facteurs.

23. Procédé de la revendication 19 dans lequel l'étape de sélection comprend l'étape de sélection d'un pic pondéré ayant la plus grande pondération.

24. Procédé de la revendication 19, dans lequel le paramètre physiologique est la concentration d'oxygène dans le sang (SpO_2).

25. Procédé de la revendication 24 comprenant en outre l'étape consistant à limiter la bande passante du signal physiologique.

26. Procédé de la revendication 25 dans lequel l'étape de limitation comprend l'étape consistant à limiter la bande passante sensiblement entre environ 0,5 Hz et environ 5 Hz.

27. Procédé de la revendication 24 comprenant en outre une étape de transformation comprenant l'étape de transformation des signaux rouge et IR en signaux rouge et IR transformés, respectivement ; et dans lequel l'étape de réception comprend l'étape de réception d'un signal rouge représentant la lumière rouge reçue et un signal IR représentant la lumière IR reçue ; dans lequel l'étape de détection comprend l'étape de détection de pics dans le signal IR transformé.

28. Procédé de la revendication 27 dans lequel le signal physiologique transformé a une amplitude C.C., et l'étape de calcul comprend les étapes consistant à :

calculer une valeur de rapport R conformément à l'équation :

$$R = \frac{\log \frac{ACred + DCred}{DCred}}{\log \frac{ACir + DCir}{DCir}}$$

où ACred représente l'amplitude du signal rouge transformé au niveau de chaque pic de ladite transformée dans le domaine de fréquence infrarouge, DCred représente l'amplitude C.C. du signal rouge transformé, ACir représente l'amplitude du signal IR transformé au niveau de chaque pic, et DCir représente l'amplitude C.C. du signal IR ; et l'extraction de la valeur de SpO₂ à partir d'une table de correspondance en fonction du rapport R.

29. Procédé de la revendication 27 dans lequel l'étape de pondération comprend les étapes consistant à :

pondérer un pic individuel dudit pic spectral détecté conformément à l'équation :

$$W = (SpO_2)^2 \cdot ACir$$

où ACir représente l'amplitude du signal IR transformé au niveau du pic.

30. Procédé de la revendication 27 dans lequel l'étape de transformation comprend en outre l'étape de transformation des signaux rouge et IR en signaux rouge et IR transformés en amplitude, respectivement.

31. Procédé de la revendication 24 dans lequel chaque pic détecté est en outre associé à une fréquence, et le procédé comprend en outre, après l'étape de sélection, les étapes consistant à :

déterminer si la fréquence associée au pic sélectionné est dans une plage de fréquence prédéterminée et si la fréquence associée au pic sélectionné est dans la plage de fréquence prédéterminée, alors exécuter les étapes consistant à :

vérifier si le signal transformé à la moitié de la fréquence associée au pic sélectionné est également un pic et si le signal à la moitié de la fréquence associée au pic sélectionné est également un pic, alors exécuter les étapes consistant à :

comparer les amplitudes respectives associées au pic sélectionné et le pic à la moitié de la fréquence associée au pic sélectionné ; et

si l'amplitude du pic à la moitié de la fréquence associée au pic sélectionné est supérieure d'un facteur multiplicatif prédéterminé à l'amplitude du pic sélectionné, et la valeur de SpO₂ associée au pic à la moitié de la fréquence associée au pic sélectionné est supérieure aux valeurs de SpO₂ associées au pic sélectionné d'une quantité prédéterminée, alors sélectionner le pic à la moitié de la fréquence du pic sélectionné.

32. Procédé de la revendication 31 dans lequel le facteur prédéterminé est sensiblement de deux.

33. Procédé de la revendication 31 dans lequel la valeur représentative de SpO₂ est exprimée en pourcentage, et la quantité prédéterminée est sensiblement de 2 %.

34. Procédé de la revendication 31 dans lequel la plage de fréquence prédéterminée est sensiblement comprise entre environ 0,5 Hz et environ 1,4 Hz.

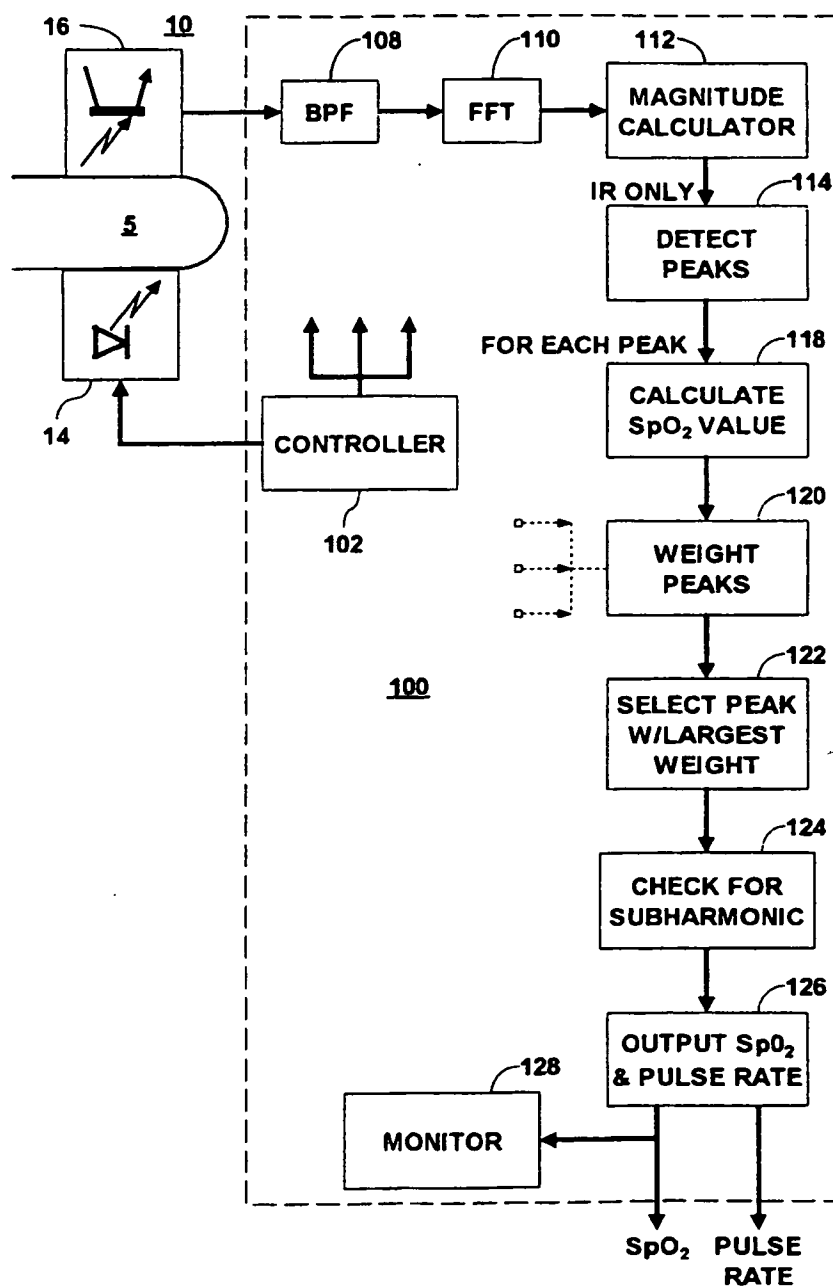


Fig. 1

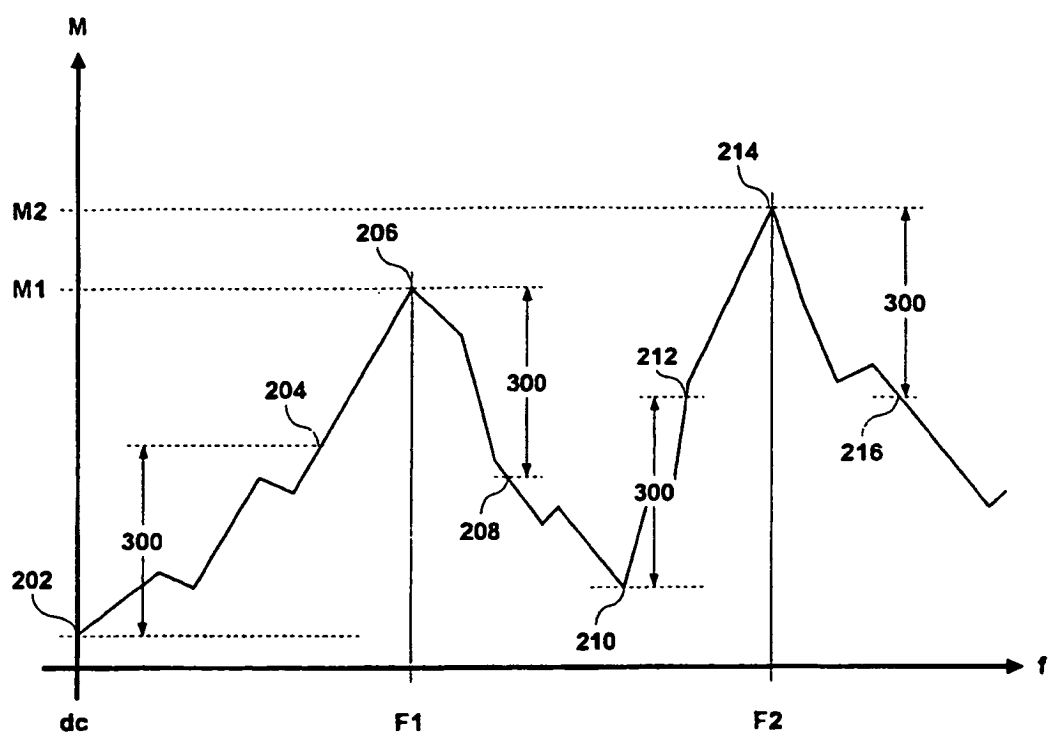


Fig. 2

REFERENCES CITED IN THE DESCRIPTION

This list of references cited by the applicant is for the reader's convenience only. It does not form part of the European patent document. Even though great care has been taken in compiling the references, errors or omissions cannot be excluded and the EPO disclaims all liability in this regard.

Patent documents cited in the description

- US 6122535 A, Kaestle [0005]
- US 6094592 A, Yorkey [0006]
- US 5924980 A, Coetzee [0007]
- US 5632272 A, Diab [0008]

专利名称(译)	用于检测生理参数的方法和设备		
公开(公告)号	EP1253851B1	公开(公告)日	2008-04-09
申请号	EP2001908883	申请日	2001-02-06
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	西门子医疗解决方案USA, INC.		
当前申请(专利权)人(译)	德尔格医疗系统公司.		
[标]发明人	ELGHAZZAWI ZIAD		
发明人	ELGHAZZAWI, ZIAD		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0452 A61B5/0476 A61B5/145 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/1455 A61B5/7203 A61B5/7257		
优先权	60/181482 2000-02-10 US		
其他公开文献	EP1253851A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于从生理信号中检测生理参数的系统，包括生理信号的来源。耦合到信号源的电路检测生理信号中的光谱峰值。耦合到光谱峰值检测电路的计算电路计算对应于每个检测到的光谱峰值的参数值。加权电路耦合到计算电路和频谱峰值检测电路，根据信号的特征和对应于该峰值的参数值为每个峰值分配权重。耦合到加权电路的电路根据预定标准选择峰值。然后，耦合到选择电路和计算电路的输出电路产生对应于所选峰值的参数值。

$$R = \frac{\log \frac{AC_{red} + DC_{red}}{DC_{red}}}{\log \frac{AC_{ir} + DC_{ir}}{DC_{ir}}} \quad (1)$$