

(19)



(11)

EP 1 367 938 B1

(12)

EUROPEAN PATENT SPECIFICATION

(45) Date of publication and mention
of the grant of the patent:
05.05.2010 Bulletin 2010/18

(51) Int Cl.:
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/103 (2006.01)

(21) Application number: **02717631.2**

(86) International application number:
PCT/US2002/007759

(22) Date of filing: **13.03.2002**

(87) International publication number:
WO 2002/074162 (26.09.2002 Gazette 2002/39)

(54) DEVICE AND METHOD FOR MONITORING BODY FLUID AND ELECTROLYTE DISORDERS

VORRICHTUNG UND VERFAHREN ZUR ÜBERWACHUNG VON KÖRPERFLÜSSIGKEIT UND
ELEKTROLYTSTÖRUNGEN

DISPOSITIF ET PROCEDE POUR CONTROLER DES TROUBLES DE LIQUIDES BIOLOGIQUES
ET D'ELECTROLYTE

(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: **16.03.2001 US 810918**

(43) Date of publication of application:
10.12.2003 Bulletin 2003/50

(73) Proprietor: **Nellcor Puritan Bennett Incorporated
Pleasanton, CA 94588 (US)**

(72) Inventor: **SCHMITT, Joseph, M.
Andover, MA 01810 (US)**

(74) Representative: **Kinsler, Maureen Catherine et al
Marks & Clerk LLP
Aurora
120 Bothwell Street
Glasgow
G2 7JS (GB)**

(56) References cited:
**WO-A-01/16577 US-A- 5 348 003
US-A- 6 064 898**

EP 1 367 938 B1

Note: Within nine months of the publication of the mention of the grant of the European patent in the European Patent Bulletin, any person may give notice to the European Patent Office of opposition to that patent, in accordance with the Implementing Regulations. Notice of opposition shall not be deemed to have been filed until the opposition fee has been paid. (Art. 99(1) European Patent Convention).

Description**BACKGROUND OF THE INVENTION**

[0001] The maintenance of body fluid balance is of foremost concern in the care and treatment of critically ill patients, yet physicians have access to few diagnostic tools to assist them in this vital task. Patients with congestive heart failure, for example, frequently suffer from chronic systemic edema, which must be controlled within tight limits to ensure adequate tissue perfusion and prevent dangerous electrolyte disturbances. Dehydration of infants and children suffering from diarrhea can be life-threatening if not recognized and treated promptly.

[0002] The most common method for judging the severity of edema or dehydration is based on the interpretation of subjective clinical signs (e.g., swelling of limbs, dry mucous membranes), with additional information provided by measurements of the frequency of urination, heart rate, serum urea nitrogen SUN/creatinine ratios, and blood electrolyte levels. None of these variables alone, however, is a direct and quantitative measure of water retention or loss.

[0003] The indicator-dilution technique, which provides the most accurate direct measure of water in body tissues, is the present de facto standard for assessment of body fluid distribution. It is, however, an invasive technique that requires blood sampling. Additionally, a number of patents have disclosed designs of electrical impedance monitors for measurement of total body water. The electrical-impedance technique is based on measuring changes in the high-frequency (typically 10 KHz - 1 MHz) electrical impedance of a portion of the body. Mixed results have been obtained with the electrical-impedance technique in clinical studies of body fluid disturbances as reported by various investigators. The rather poor accuracy of the technique seen in many studies point to unresolved deficiencies of these designs when applied in a clinical setting.

[0004] Therefore, there exists a need for methods and devices for monitoring total body water fractions which do not suffer from problems due to their being invasive subjective and inaccurate.

SUMMARY OF THE INVENTION

[0005] Embodiments of the present invention provide devices and methods that measure body fluid-related metrics using spectrophotometry to facilitate therapeutic interventions aimed at restoring body fluid balance. The specific body fluid-related metrics include the absolute volume fraction of water in the extravascular and intravascular tissue compartments, as well as the shifts of water between these two compartments. The absolute volume fraction of water is determined using algorithms where received radiation measured at two or more wavelengths are combined to form either a single ratio, a sum of ratios or ratio of ratios of the form $\log[R(\lambda_1)/R(\lambda_2)]$ in which the received radiation in the numerator depends primarily on the absorbance of water and the received radiation in the denominator depends primarily on the absorbance of water and the sum of the absorbances of non-heme proteins and lipids in tissue.

[0006] The US document 5,348,003 discloses a device for measuring the composition of a medium by spectrophotometry with a plurality of wavelength but without hints about measuring of water fractions in said medium.

[0007] The difference between the fraction of water in the intravascular fluid volume ("IFV") and extravascular fluid volume ("EFV") compartments are also determined using a differential method that takes advantage of the observation that pulsations caused by expansion of blood vessels in the skin, as the heart beats, produce changes in the received radiation at a particular wavelength that are proportional to the difference between the effective absorption of light in the blood and the surrounding tissue. This difference, integrated over time, provides a measure of the quantity of the fluid that shifts into and out of the capillaries. A mechanism for mechanically inducing a pulse is built into the device to improve the reliability of measurements of IFV-EFV under weak-pulse conditions.

[0008] For a fuller understanding of the nature and advantages of the embodiments of the present invention, reference should be made to the following detailed description taken in conjunction with the accompanying drawings.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS**[0009]**

Fig. 1 is a graph showing tissue water fraction measured on the ear of a pig during an experiment using reflectance measurements at two wavelengths.

Fig. 2 is a graph showing an example regression for prediction of water from reflectances measured at three wavelengths.

Fig. 3 is a graph showing an example regression of a two-wavelength algorithm for determination of the difference between the intravascular and extravascular water fraction from pulsatile reflectances measured two wavelengths.

Fig. 4 is a diagram of an intermittent-mode version of a fluid monitor.

Fig. 5 is a diagram of a continuous-mode version of a fluid monitor.

Fig. 6 is a block diagram of a handheld apparatus for noninvasive measurement and display of tissue water.

DESCRIPTION OF THE SPECIFIC EMBODIMENT

[0010] Embodiments of the present invention overcome the problems of invasiveness, subjectivity, and inaccuracy from which previous methods for body fluid assessment have suffered. The method of diffuse reflectance near-infrared ("NIR") spectroscopy is employed to measure the absolute fraction of water in skin. An increase or decrease in the free (non protein-bound) water content of the skin produces unique alterations of its NIR reflectance spectrum in three primary bands of wavelengths (1100 - 1350 nm, 1500 - 1800 nm, and 2000 - 2300 nm) in which none-heme proteins (primarily collagen and elastin), lipids, and water absorb. According to the results of numerical simulations and experimental studies carried out by the inventor, the tissue water fraction f_w , defined spectroscopically as the ratio of the absorbance of water and the sum of the absorbances of none-heme proteins, lipids, and water in the tissue, can be measured accurately in the presence of nonspecific scattering variation, temperature, and other interfering variables.

[0011] In embodiments of this invention, the apparatus and its associated measurement algorithm are designed according to the following guidelines:

1. To avoid the shunting of light through the superficial layers of the epidermis, the light source and detector in optical reflectance probe have low numerical apertures, typically less than 0.3.
2. The spacing between the source and detector in the probe is in the range of 1-5 mm to confine the light primarily to the dermis.
3. The reflectances are measured at wavelengths greater than 1150 nm to reduce the influence of hemoglobin absorption.
4. To ensure that the expression that relates the measured reflectances and f_w yields estimates of water fraction that are insensitive to scattering variations, the lengths of the optical paths through the dermis at the wavelengths at which the reflectances are measured are matched as closely as possible. This matching is achieved by judicious selection of wavelength sets that have similar water absorption characteristics. Such wavelength sets may be selected from any one of the three primary wavelength bands (1100-1350 nm, 1500-1800 nm, and 2000-2300 nm) discussed above. Wavelength pairs or sets are chosen from within one of these three primary bands, and not from across the bands. More particularly the wavelength pair of 1180 and 1300 nm are one such wavelength set where the lengths of the optical paths through the dermis at these wavelengths are matched as closely as possible.
5. To ensure that the expression that relates the measured reflectances and f_w yields estimates of water fraction that are insensitive to temperature variations, the wavelengths at which the reflectances are measured are chosen to be either close to temperature isosbestic wavelengths in the water absorption spectrum or the reflectances are combined in a way that cancels the temperature dependencies of the individual reflectances. Typically, absorption peaks of various biological tissue components may shift with variations in temperature. Here, wavelengths are selected at points in the absorption spectrum where no significant temperature shift occurs. Alternately, by knowing the value of this temperature shift, wavelength sets may be chosen such that any temperature shift is mathematically canceled out when optical measurements are combined to compute the value of a tissue water metric. Such wavelength sets may be selected from any one of the three primary wavelength bands (1100-1350 nm, 1500-1800 nm, and 2000-2300 nm) discussed above. Wavelength pairs or sets are chosen from within one of these three primary bands, and not from across the bands. More particularly the wavelength pair of 1180 and 1300 nm are one such pair of temperature isosbestic wavelengths in the water absorption spectrum.
6. The reflectances measured at two or more wavelengths are combined to form either a single ratio, a sum of ratios or ratio of ratios of the form $\log[R(\lambda_1)/R(\lambda_2)]$ in which the reflectance in the numerator depends primarily on the absorbance of water and the reflectance in the denominator is nearly independent of the fraction of solids (lipids and proteins) in the tissue.

[0012] Thus, in one embodiment of the present invention the water fraction, f_w is estimated according to the following equation, based on the measurement of reflectances, $R(\lambda)$ at two wavelengths and the empirically chosen calibration constants c_0 and c_1 :

$$f_w = c_1 \log[R(\lambda_1)/R(\lambda_2)] + c_0 \quad (1)$$

[0013] Numerical simulations and *in vitro* experiments indicate that f_w can be estimated with an accuracy of approximately +/- 2 % over a range of water contents between 50 and 80% using Equation (1), with reflectances $R(\lambda)$ measured

at two wavelengths and the calibration constants c_0 and c_1 chosen empirically. Examples of suitable wavelength pairs are $\lambda_1 = 1300$ nm, $\lambda_2 = 1168$ nm, and $\lambda_1 = 1230$ nm, $\lambda_2 = 1168$ nm.

[0014] The ability to measure changes in the water content in the ear of a pig using two-wavelength NIR reflectometry was demonstrated experimentally in a study in which a massive hemorrhage was induced in a pig and the lost blood was replaced with lactated Ringer's solution over a period of several hours. Ringer's solution is a well-known solution of salts in boiled and purified water. Fig. 1 shows the water fraction in the skin of the ear of a pig, measured using Equation (1) with $\lambda_1 = 1300$ nm and $\lambda_2 = 1168$ nm. Referring to Fig. 1, it should be noted that experimental observations of concern to this embodiment commence when the lactated Ringer's solution was infused 120 minutes after the start of the experiment. It should also be noted that the drift in the water fraction from approximately 77.5% to 75% before the infusion is not related to this infusion experiment, but is related to the base-line hemorrhage portion of the experiment. The results show that the method of the present embodiment correctly reflects the effect of the infusion by showing an increase in tissue water fraction from approximately 75% to 79% while the infusion is continuing. These data suggest that the disclosed embodiment has a clear value as a monitor of rehydration therapy in a critical care setting.

[0015] In another embodiment of the present invention the water fraction, f_w is estimated according to Equation (2) below, based on the measurement of reflectances, $R(\lambda)$ at three wavelengths and the empirically chosen calibration constants c_0 , c_1 and c_2 :

$$f_w = c_2 \log[R(\lambda_1)/R(\lambda_2)] + c_1 \log[R(\lambda_2)/R(\lambda_3)] + c_0 \quad (2)$$

[0016] Better absolute accuracy can be attained using Equation (2) which incorporates reflectance measurements at an additional wavelength. The results of *in vitro* experiments on excised skin indicate that the wavelength triple ($\lambda_1 = 1190$ nm, $\lambda_2 = 1170$ nm, $\lambda_3 = 1274$ nm) yields accurate estimates of skin water content based on Equation (2).

[0017] In yet another embodiment of the present invention the water fraction, f_w is estimated according to Equation (3) below, based on the measurement of reflectances, $R(\lambda)$ at three wavelengths and the empirically chosen calibration constants c_0 and c_1 :

$$f_w = c_1 \frac{\log[R(\lambda_1)/R(\lambda_2)]}{\log[R(\lambda_3)/R(\lambda_2)]} + c_0 \quad (3)$$

[0018] Better absolute accuracy can be attained using Equations (3), as is attained using Equations (2), which also incorporates reflectance measurements at an additional wavelength. Numerical simulations as shown in Fig. 2 indicate that an accuracy better than $\pm 0.5\%$ can be achieved using Equation (3), with reflectances measured at three closely spaced wavelengths: $\lambda_1 = 1710$ nm, $\lambda_2 = 1730$ nm, and $\lambda_3 = 1740$ nm.

[0019] Individuals skilled in the art of near-infrared spectroscopy would recognize that, provided that the aforementioned guidelines are followed, additional terms can be added to Equations (1) - (3) to incorporate reflectance measurements made at more than three wavelengths and thus improve accuracy further.

[0020] An additional embodiment of the disclosed invention provides the ability to quantify shifts of fluid into and out of the bloodstream through a novel application of pulse spectrophotometry. This additional embodiment takes advantage of the observation that pulsations caused by expansion of blood vessels in the skin as the heart beats produce changes in the reflectance at a particular wavelength that are proportional to the difference between the effective absorption of light in the blood and the surrounding interstitial tissues. Numerical simulation indicate that, if wavelengths are chosen

at which water absorption is sufficiently strong, the difference between the fractions of water in the blood, f_w^{blood} and surrounding tissue, f_w^{tissue} is proportional to the ratio of the dc-normalized reflectance changes ($\Delta R/R$) measured at two wavelengths, according to Equation (4) below:

$$f_w^{blood} - f_w^{tissue} = c_1 \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_1} / \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_2} + c_0, \quad (4)$$

where c_0 and c_1 are empirically determined calibration constants. This difference, integrated over time, provides a measure of the quantity of fluid that shifts into and out of the capillaries. Fig. 3 shows the prediction accuracy expected for the wavelength pair $\lambda_1 = 1320$ nm and $\lambda_2 = 1160$ nm.

[0021] Figs. 4 and 5 show diagrams of two different versions of an instrument for measuring the amount of water in body tissues. The simplest version of the instrument 400 shown in Fig. 4 is designed for handheld operation and functions as a spot checker. Pressing the spring-loaded probe head 410 against the skin 412 automatically activates the display of percent tissue water 414. The use of the spring-loaded probe head provides the advantages of automatically activating the display device when needed and turning the device off when not in use, thereby extending device and battery life. Moreover, this unique use of a spring-loaded probe also provides the force needed to improve the reliability of measurements. Percent tissue water represents the absolute percentage of water in the skin beneath the probe (typically in the range 0.6 - 0.9). The force exerted by a spring or hydraulic mechanism (not shown) inside the probe head 410 pushes out most of the blood in the skin below the probe to reduce the error caused by averaging the intravascular and extravascular fluid fractions. A pressure transducer (not shown) within the probe head 410 measures the compressibility of the skin for deriving an index of the fraction of free (mobile) water.

[0022] The more advanced version of the fluid monitor 500 shown in Fig. 5 is designed for use as a critical-care monitor. In addition to providing a continuous display of the absolute volume fraction of water 510 at the site of measurement 512, it also provides a trend display of the time-averaged difference between the intravascular fluid volume ("IFV") and extravascular fluid volume ("EFV") fractions 514, updated every few seconds. This latter feature would give the physician immediate feedback on the net movement of water into or out of the blood and permit rapid evaluation of the effectiveness of diuretic or rehydration therapy. To measure the IFV-EFV difference, the monitor records blood pulses in a manner similar to a pulse oximeter. Therefore, placement of the probe on the finger or other well-perfused area of the body would be required. In cases in which perfusion is too poor to obtain reliable pulse signals, the IFV-EFV display would be blanked, but the extravascular water fraction would continue to be displayed. A mechanism for mechanically inducing the pulse is built into the probe to improve the reliability of the measurement of IFV-EFV under weak-pulse conditions.

[0023] Fig 6. is a block diagram of a handheld device 600 for measuring tissue water fraction within the IFV and the EFV, as well as shifts in water between these two compartments with a pulse inducing mechanism. Using this device 600, patient places his/her finger 610 in the probe housing. Rotary solenoid 612 acting through linkage 614 and collar 616 induces a mechanical pulse to improve the reliability of the measurement of IFV-EFV. LEDs 618 emit light at selected wavelengths and photodiode 620 measure the transmitted light. Alternately, the photodiode 620 can be placed adjacent to the LEDs to allow for the measurement of the reflectance of the emitted light. Preamplifier 622 magnifies the detected signal for processing by the microprocessor 624. Microprocessor 624, using algorithms described above, determines the tissue water fraction within the IFV and the EFV, as well as shifts in water between these two compartments, and prepares this information for display on display device 626. Microprocessor 624 is also programmed to handle the appropriate timing between the rotary solenoid's operation and the signal acquisition and processing. The design of the device and the microprocessor integrates the method and apparatus for reducing the effect of noise on measuring physiological parameters as described in U.S. Pat. No. 5,853,364, assigned to Nellcor Puritan Bennett, Inc., now a division of the assignee of the present invention. Additionally, the design of the device and the microprocessor also integrates the electronic processor as described in U.S. Pat. No. 5,348,004, assigned to Nellcor Incorporated, now a division of the assignee of the present invention.

[0024] As will be understood by those skilled in the art, other equivalent or alternative methods for the measurement of tissue water fraction within the IFV and the EFV, as well as shifts in water between these two compartments according to the embodiments of the present invention can be envisioned without departing from the essential characteristics thereof. For example, the device can be operated in either a handheld or a tabletop mode, and it can be operated intermittently or continuously. Moreover, individuals skilled in the art of near-infrared spectroscopy would recognize that additional terms can be added to the algorithms used herein to incorporate reflectance measurements made at more than three wavelengths and thus improve accuracy further. Also, light sources or light emission optics other than LED's including and not limited to incandescent light and narrowband light sources appropriately tuned to the desired wavelengths and associated light detection optics may be placed within the probe housing which is placed near the tissue location or may be positioned within a remote unit; and which deliver light to and receive light from the probe location via optical fibers. Additionally, although the specification describes embodiments functioning in a backscattering or a reflection mode to make optical measurements of reflectances, other embodiments can be working in a forward-scattering or a transmission mode to make these measurements.

Claims

1. A device (400; 500; 600) for measuring body fluid-related metrics using optical spectrophotometry comprising:

a probe housing configured to be placed proximal to a tissue location which is being monitored;
 light emission optics (618) connected to said housing and configured to direct radiation at said tissue location;
 light detection optics (620) connected to said housing and configured to receive radiation from said tissue
 location; and

a processing device (624) configured to process radiation from said light emission optics (618) and said light
 detection optics (620) to compute said bod fluid-related metrics,
 said processing device (624) being adapted to receive and to compare at least two sets of optical measurements
 from at least two different wavelengths, **characterized in that** absorption of light at said at least two different
 wavelengths is primarily due to water which is in the vascular blood and in the extravascular tissue, and wherein
 a comparison of said at least two measurements provides a measure of a difference between the fractions of
 water in the blood and surrounding tissue location.

2. The device of claim 1, further comprising a display device (414; 510, 514; 626) connected to said probe housing
 and configured to display said body fluid-related metrics.

3. The device of claim 1, wherein said body-fluid metrics are monitored intermittently.

4. The device of claim 1, wherein said body-fluid metrics are monitored continuously.

5. The device of claim 1 having a probe housing further comprising a spring-loaded probe (410) configured to auto-
 matically activate a display device (414) connected to said probe housing when said spring-loaded probe (410) is
 pressed against a tissue location (412) which is being monitored.

6. The device of claim 1 having a probe housing further comprising a pressure transducer to measure the compressibility
 of tissue for deriving an index of a fraction of free water within said tissue.

7. The device of claim 1 having a probe housing further comprising a mechanism (614, 616) for mechanically inducing
 a pulse within said tissue location to permit measurements of differences between an intravascular fluid volume and
 an extravascular fluid volume fractions under weak-pulse conditions.

8. The device of claim 1, wherein said light emission optics (618) are tuned to emit radiation at a plurality of narrow
 spectral wavelengths chosen so that the biological compound of interest will absorb light at said plurality of narrow
 spectral wavelengths and so that absorption by interfering species will be at a minimum, where a minimum absorption
 is an absorption by an interfering species which is less than 10% of the absorption of the biological compound of
 interest.

9. The device of claim 1, wherein said light emission optics (618) are tuned to emit radiation at a plurality of narrow
 spectral wavelengths chosen to be preferentially absorbed by tissue water, non-heme proteins and lipids, where
 preferentially absorbed wavelengths are wavelengths whose absorption is substantially independent of the individual
 concentrations of non-heme proteins and lipids, and is substantially dependent on the sum of the individual con-
 centrations of non-heme proteins and lipids.

10. The device of claim 1, wherein said light emission optics (618) are tuned to emit radiation at a plurality of narrow
 spectral wavelengths chosen to ensure that measured received radiation are substantially insensitive to scattering
 variations and such that the optical path lengths through the dermis at said wavelengths are substantially equal.

11. The device of claim 1, wherein said light emission optics (618) are tuned to emit radiation at a plurality of narrow
 spectral wavelengths chosen to ensure that measured received radiation from said tissue location are insensitive
 to temperature variations, where said wavelengths are temperature isosbestic in the water absorption spectrum or
 said received radiation are combined in a way that substantially cancel temperature dependencies of said individual
 received radiation when computing tissue water fractions.

12. The device of claim 1, wherein said light emission optics (618) are tuned to emit radiation at a plurality of narrow
 spectral wavelengths chosen from one of three primary bands of wavelengths of approximately 1100-1350 nm,
 approximately 1500-1800 nm and approximately 2000-2300 nm.

13. The device of claim 1, wherein said light emission optics (618) and said light detection optics (620) are mounted
 within said probe housing and positioned with appropriate alignment to enable detection in a transmissive mode.

14. The device of claim 1, wherein said light emission optics and said light detection optics are mounted within said probe housing and positioned with appropriate alignment to enable detection in a reflective mode.

15. The device of claim 1, wherein said light emission optics and said light detection optics are placed within a remote unit and which deliver light to and receive light from said probe housing via optical fibers.

16. The device of claim 1, wherein said light emission optics comprise at least one of a (a) incandescent light source, (b) white light source, and (c) light emitting diode ("LED").

17. The device of claim 1, wherein said processing device (624) receives and compares at least two sets of optical measurements, where the at least first set of optical measurements corresponds to the detection of light whose absorption is primarily due to water, lipids and non-heme proteins, and where the at least second set of optical measurements corresponds to the detection of light whose absorption is primary due to water, and where a comparison of said at least two optical measurements provides a measure of the absolute water fraction within said tissue location.

18. The device of claim 1, wherein said processing device (624) receives and compares at least two sets of optical measurements, where said at least two sets of optical measurements are based on received radiation from at least two wavelengths and which are combined to form either a single ratio of said received radiation, a sum of ratios of said received radiation or ratios of ratios of said received radiation.

19. The device of claim 1, wherein said processing device (624) receives and compares at least two sets of optical measurements from at least two different wavelengths, where absorption of light at said at least two different wavelengths is primarily due to water which is in the vascular blood and in the extravascular tissue, and where a ratio of said at least two measurements provides a measure of a difference between the fractions of water in the blood and surrounding tissue location.

20. The device of claim 1, wherein said body fluid-related metrics comprise tissue water fraction, and where said tissue water fraction, f_w is determined such that $f_w = c_1 \log[R(\lambda_1)/R(\lambda_2)] + c_0$, and where:

calibration constants c_0 and c_1 are chosen empirically;
 $R(\lambda_1)$ is a received radiation at a first wavelength; and
 $R(\lambda_2)$ is a received radiation at a second wavelength.

21. The device of claim 20, wherein said first and second wavelengths are approximately 1300 nm and approximately 1168 nm respectively.

22. The device of claim 20, wherein said first and second wavelengths are approximately 1230 nm and approximately 1168 nm respectively.

23. The device of claim 1, wherein said body fluid-related metrics comprise tissue water fraction, and where said tissue water fraction, f_w is determined such that $f_w = c_2 \log[R(\lambda_1)/R(\lambda_2)] + c_1 \log[R(\lambda_2)/R(\lambda_3)] + c_0$, and where:

calibration constants c_0 , c_1 and c_2 are chosen empirically;
 $R(\lambda_1)$ is a received radiation at a first wavelength;
 $R(\lambda_2)$ is a received radiation at a second wavelength; and
 $R(\lambda_3)$ is a received radiation at a third wavelength.

24. The device of claim 23, wherein said first, second and third wavelengths are approximately 1190 nm, approximately 1170 nm and approximately 1274 nm respectively.

25. The device of claim 1, wherein said body fluid-related metrics comprises tissue water fraction, and where said tissue

water fraction, f_w is determined such that $f_w = c_1 \frac{\log[R(\lambda_1)/R(\lambda_2)]}{\log[R(\lambda_3)/R(\lambda_2)]} + c_0$, and where:

calibration constants c_0 and c_1 are chosen empirically;

$R(\lambda_1)$ is a received radiation at a first wavelength;
 $R(\lambda_2)$ is a received radiation at a second wavelength; and
 $R(\lambda_3)$ is a received radiation at a third wavelength.

26. The device as determined in claim 25, wherein said first, second and third wavelengths are approximately 1710 nm, approximately 1730 nm and approximately 1740 nm respectively.

27. The device of claim 1, wherein said body fluid-related metrics comprises a quantified measure of a difference between the water fraction in the blood and the water fraction in the extravascular tissue, where said difference is

determined such that $f_w^{blood} - f_w^{tissue} = c_1 \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_1} / \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_2} + c_0$, and where:

f_w^{blood} is the water fraction in the blood;

f_w^{tissue} is the water fraction in the extravascular tissue;

calibration constants c_0 and c_1 are chosen empirically; and

$\left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_1} / \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_2}$ is the ratio of de-normalized received radiation changes at a first wavelength, λ_1 and a second wavelength, λ_2 respectively, where said received radiation changes are caused by a pulsation caused by expansion of blood vessels in tissue.

28. The device as determined in accordance to claim 27, further comprising an integral of said difference between the water fraction in the blood and the water fraction in the extravascular tissue to provide a measure of the water that shifts into and out of the capillaries.

29. The device as determined in accordance to claim 28, wherein said first and second wavelengths are approximately 1320 nm and approximately 1160 nm respectively,

30. The device of claim 1, further comprising a display device (414; 510, 514; 626) configured to display body fluid-related metrics comprising percent body water and a water balance, where a water balance is the integrated difference between a water fraction in the blood and a water fraction in the extravascular tissue.

31. The device of claim 1,
 wherein said light emission optics (618) comprises one of a (a) incandescent light sources, (b) white light sources and (c) light emitting diodes ("LEDs") which are tuned to emit radiation at a plurality of narrow spectral wavelengths chosen to be preferentially absorbed by tissue water, non-heme proteins and lipids;
 wherein said light detection optics comprises a photodiode (620) configured to receive radiation from said tissue location;
 wherein the at least first set of optical measurements corresponds to the detection of light whose absorption is primarily due to water, lipids and non-heme proteins, and wherein the at least second set of optical measurements corresponds to the detection of light whose absorption is primary due to water, and where a comparison of said at least two optical measurements provides a, measure of the absolute water fraction within said tissue location; and
 further comprising
 a display device connected to said probe housing and configured to display said absolute volume fraction of water.

32. The device of claim 31 having a probe housing further comprising a spring-loaded probe configured to automatically activate said display device when said spring-loaded probe is pressed against a tissue location which is being monitored.

33. The device of claim 31, wherein said absolute volume fraction of water within human tissue is determined using said processing device (624) which receives and compares at least two sets of optical measurements, where said at least two sets of optical measurements are based on received radiation from at least two wavelengths and which are combined to form either a single ratio of said received radiation, a sum of ratios of said received radiation or

ratios of ratios of said received radiation.

34. The device as determined in claim 33, wherein said light emission optics (618) are tuned to emit radiation at a plurality of narrow spectral wavelengths chosen from one of three primary bands of wavelengths of approximately 1100-1350 nm, approximately 1500-1800 nm and approximately 2000-2300 nm.

35. A method for measuring body fluid-related metrics using optical spectrophotometry comprising:

placing a probe housing proximal to a tissue location which is being monitored;
emitting radiation at least two wavelengths using light emission optics configured to direct radiation at said tissue location;
detecting radiation using light detection optics configured to receive radiation from said tissue location;
processing said radiation from said light emission optics and said light detection optics, receiving and comparing said at least two sets of optical measurements from at least two different wavelengths, **characterized in that** absorption of light at said at least two different wavelengths is primarily due to water which is in the vascular blood and in the extravascular tissue, and wherein a comparison of said at least two measurements provides a measure of a difference between the fractions of water in the blood and surrounding tissue location.

36. The method according to Claim 35:

combining said at least two sets of optical measurements to form either a single ratio of said received radiation, a sum of ratios of said received radiation or ratios of ratios of said received radiation to form combinations of received radiation;
determining a volume fraction of water and from said combinations; and
displaying said volume fraction of water on a display device connected to said probe housing.

37. The method according to Claim 35:

wherein said difference between an intravascular fluid volume and an extravascular fluid volume is determined such

that $f_w^{blood} - f_w^{tissue} = c_1 \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_1} / \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_2} + c_0$, and where:

f_w^{blood} is the water fraction in the blood;

f_w^{tissue} is the water fraction in the extravascular tissue;

$\left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_1} / \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_2}$ is the ratio of de-normalized received radiation changes at a first

wavelength, λ_1 , and a second wavelength, λ_2 , respectively, where said received radiation changes are caused by a pulsation caused by expansion of blood vessels in tissue in response to a heart beat;
calibration constants c_0 and c_1 are chosen empirically; and
displaying said difference between an intravascular fluid volume and an extravascular fluid volume on a display device.

Patentansprüche

1. Einrichtung (400; 500; 600) zum Messen von Körperflüssigkeit betreffenden Metriken unter Verwendung von optischer Spektrophotometrie, Folgendes umfassend:

ein Sensorgehäuse, das dazu konfiguriert ist, nahe einem Gewebebereich platziert zu werden, der überwacht wird;
Lichtemissionsoptik (618), an das Gehäuse angeschlossen und dazu konfiguriert, Strahlung auf den Gewebebereich zu leiten;
Lichtdetektoroptik (620), an das Gehäuse angeschlossen und dazu konfiguriert, Strahlung vom Gewebebereich

zu empfangen; und

eine Verarbeitungseinrichtung (624), die dazu konfiguriert ist, Strahlung von der Lichtemissionsoptik (618) und der Lichtdetektoroptik (620) zu verarbeiten, um die Körperflüssigkeit betreffenden Metriken zu berechnen, wobei die Verarbeitungseinrichtung (624) dazu angepasst ist, mindestens zwei Sätze optischer Messungen von mindestens zwei verschiedenen Wellenlängen zu empfangen und zu vergleichen, **dadurch gekennzeichnet, dass** Lichtabsorption auf den mindestens zwei verschiedenen Wellenlängen in erster Linie auf Wasser zurückzuführen ist, das sich im vaskulären Blut und im extravaskulären Gewebe befindet und worin ein Vergleich der mindestens zwei Messungen ein Maß einer Differenz zwischen den Fraktionen von Wasser im Blut und im umgebenden Gewebereich bereitstellt.

2. Einrichtung nach Anspruch 1, außerdem eine Displayeinrichtung (414; 510; 514; 626) umfassend, die an das Sensorgehäuse angeschlossen und dazu konfiguriert ist, die Körperflüssigkeit betreffenden Metriken anzuzeigen.
3. Einrichtung nach Anspruch 1, worin die Körperflüssigkeitsmetriken intermittierend überwacht werden.
4. Einrichtung nach Anspruch 1, worin die Körperflüssigkeitsmetriken kontinuierlich überwacht werden.
5. Einrichtung nach Anspruch 1 mit einem Sensorgehäuse, außerdem einen federbelasteten Sensor (410) umfassend, der dazu konfiguriert ist, automatisch eine an das Sensorgehäuse angeschlossene Displayeinrichtung (414) zu aktivieren, wenn der federbelastete Sensor (410) an einen Gewebebereich (412) gedrückt wird, der überwacht wird.
6. Einrichtung nach Anspruch 1 mit einem Sensorgehäuse, außerdem einen Drucktransducer umfassend, um die Kompressibilität des Gewebes zum Ableiten eines Fraktionsindex des freien Wassers innerhalb des Gewebes zu messen.
7. Einrichtung nach Anspruch 1 mit einem Sensorgehäuse, außerdem einen Mechanismus (614, 616) umfassend, um einen Puls innerhalb des Gewebebereichs mechanisch auszulösen, damit Messungen von Differenzen zwischen Fraktionen eines intravaskulären Flüssigkeitsvolumens und eines extravaskulären Flüssigkeitsvolumens bei Zuständen eines weichen Pulses ermöglicht werden.
8. Einrichtung nach Anspruch 1, worin die Lichtemissionsoptik (618) dazu eingestellt ist, Strahlung mit einer Vielzahl von schmalen Spektralwellenlängen zu emittieren, die so gewählt sind, dass das biologische Compound von Interesse Licht mit der Vielzahl von schmalen Spektralwellenlängen absorbieren wird und dass Absorption durch interferierende Spezies minimal sein wird, wo eine Minimalabsorption eine Absorption durch eine interferierende Spezies ist, die weniger als 10 % der Absorption des biologischen Compounds von Interesse ausmacht.
9. Einrichtung nach Anspruch 1, worin die Lichtemissionsoptik (618) dazu eingestellt ist, Strahlung mit einer Vielzahl von schmalen Spektralwellenlängen zu emittieren, die so gewählt sind, dass sie durch Gewebewasser, Nicht-Häm-Proteine und Lipide bevorzugt absorbiert werden, wo bevorzugt absorbierte Wellenlängen solche Wellenlängen sind, deren Absorption im Wesentlichen von den einzelnen Konzentrationen von Nicht-Häm-Proteinen und Lipiden unabhängig ist, und im Wesentlichen von der Summe der einzelnen Konzentrationen von Nicht-Häm-Proteinen und Lipiden abhängt.
10. Einrichtung nach Anspruch 1, worin die Lichtemissionsoptik (618) dazu eingestellt ist, Strahlung mit einer Vielzahl von schmalen Spektralwellenlängen zu emittieren, die gewählt sind, um sicherzustellen, dass gemessene empfangene Strahlung gegenüber Streuungsvariationen im Wesentlichen unempfindlich ist und dass mit diesen Wellenlängen die optischen Weglängen durch die Dermis im Wesentlichen gleich sind.
11. Einrichtung nach Anspruch 1, worin die Lichtemissionsoptik (618) dazu eingestellt ist, Strahlung mit einer Vielzahl von schmalen Spektralwellenlängen zu emittieren, die gewählt sind, um sicherzustellen, dass gemessene empfangene Strahlung vom Gewebebereich unempfindlich gegenüber Temperaturvariationen ist, wo die Wellenlängen im Wasserabsorptionsspektrum mit Bezug auf die Temperatur isosbestisch sind oder die empfangene Strahlung so kombiniert wird, dass Temperaturabhängigkeiten der einzelnen empfangenen Strahlung im Wesentlichen eliminiert werden, wenn Gewebewasserfraktionen berechnet werden.
12. Einrichtung nach Anspruch 1, worin die Lichtemissionsoptik (618) dazu eingestellt ist, Strahlung mit einer Vielzahl von schmalen Spektralwellenlängen zu emittieren, die aus einer von drei Primärbändern mit Wellenlängen von ungefähr 1100-1350, ungefähr 1500-1800 nm und ungefähr 2000-2300 nm ausgewählt werden.

13. Einrichtung nach Anspruch 1, worin die Lichtemissionsoptik (618) und die Lichtdetektoroptik (620) innerhalb des Sensorgehäuses montiert sind und mit passender Ausrichtung positioniert sind, um Detektion in einem Transmissionsmodus zu ermöglichen.

14. Einrichtung nach Anspruch 1, worin die Lichtemissionsoptik und die Lichtdetektoroptik innerhalb des Sensorgehäuses montiert sind und mit passender Ausrichtung positioniert sind, um Detektion in einem Reflexionsmodus zu ermöglichen.

15. Einrichtung nach Anspruch 1, worin die Lichtemissionsoptik und die Lichtdetektoroptik innerhalb einer entfernten Einheit platziert sind und Licht über Optikfasern an das Sensorgehäuse leiten und Licht von ihm empfangen.

16. Einrichtung nach Anspruch 1, worin die Lichtemissionsoptik mindestens eins von Folgenden umfasst: (a) Glühlampe, (b) Weißlichtquelle und (c) Leuchtdiode ("LED").

17. Einrichtung nach Anspruch 1, worin die Verarbeitungseinrichtung (624) mindestens zwei Sätze von optischen Messungen empfängt und vergleicht, wo der mindestens erste Satz von optischen Messungen dem Detektieren von Licht entspricht, dessen Absorption in erster Linie auf Wasser, Lipide und Nicht-Häm-Proteine zurückzuführen ist, und wo der mindestens zweite Satz von optischen Messungen dem Detektieren von Licht entspricht, dessen Absorption in erster Linie auf Wasser zurückzuführen ist und wo ein Vergleich der mindestens zwei optischen Messungen ein Maß der absoluten Wasserfraktion innerhalb des Gewebebereichs bereitstellt.

18. Einrichtung nach Anspruch 1, worin die Verarbeitungseinrichtung (624) mindestens zwei Sätze von optischen Messungen empfängt und vergleicht, wo die mindestens zwei Sätze von optischen Messungen auf empfangener Strahlung von mindestens zwei Wellenlängen basiert und diese kombiniert werden, um entweder ein einzelnes Verhältnis der empfangenen Strahlung, eine Summe von Verhältnissen der empfangenen Strahlung oder Verhältnisse von Verhältnissen der empfangenen Strahlung zu formen.

19. Einrichtung nach Anspruch 1, worin die Verarbeitungseinrichtung (624) mindestens zwei Sätze von optischen Messungen von mindestens zwei verschiedenen Wellenlängen empfängt und vergleicht, wo Absorption von Licht mit diesen mindestens zwei verschiedenen Wellenlängen in erster Linie auf Wasser zurückzuführen ist, das sich im vaskulären Blut und im extravaskulären Gewebe befindet, und worin ein Verhältnis der mindestens zwei Messungen ein Maß einer Differenz zwischen den Fraktionen von Wasser im Blut und im umgebenden Gewebebereich bereitstellt.

20. Einrichtung nach Anspruch 1, worin die Körperflüssigkeit betreffenden Metriken Gewebewasserfraktion umfassen und wo die Gewebewasserfraktion f_w so bestimmt wird, dass

$$f_w = c_1 \log[R(\lambda_1)/R(\lambda_2)] + c_0,$$

und wo:

Kalibrierkonstanten c_0 und c_1 empirisch gewählt werden;

$R(\lambda_1)$ eine empfangene Strahlung mit einer ersten Wellenlänge ist; und

$R(\lambda_2)$ eine empfangene Strahlung mit einer zweiten Wellenlänge ist.

21. Einrichtung nach Anspruch 20, worin die ersten und zweiten Wellenlängen ungefähr gleich 1300 nm bzw. ungefähr gleich 1168 nm sind.

22. Einrichtung nach Anspruch 20, worin die ersten und zweiten Wellenlängen ungefähr gleich 1230 nm bzw. ungefähr gleich 1168 nm sind.

23. Einrichtung nach Anspruch 1, worin die Körperflüssigkeit betreffenden Metriken Gewebewasserfraktion umfassen und wo die Gewebewasserfraktion f_w so bestimmt wird, dass

$$f_w = c_2 \log[R(\lambda_1)/R(\lambda_2)] + c_1 \log[R(\lambda_2)/R(\lambda_3)] + c_0,$$

und wo:

Kalibrierkonstanten c_0 , c_1 und c_2 empirisch gewählt werden;
 $R(\lambda_1)$ eine empfangene Strahlung mit einer ersten Wellenlänge ist;
 $R(\lambda_2)$ eine empfangene Strahlung mit einer zweiten Wellenlänge ist; und
 $R(\lambda_3)$ eine empfangene Strahlung mit einer dritten Wellenlänge ist.

24. Einrichtung nach Anspruch 23, worin die ersten, zweiten und dritten Wellenlängen ungefähr gleich 1190 nm, ungefähr gleich 1170 nm bzw. ungefähr gleich 1274 nm sind.

25. Einrichtung nach Anspruch 1, worin die Körperflüssigkeit betreffenden Metriken Gewebewasserfraktion umfassen und wo die Gewebewasserfraktion f_w so bestimmt wird, dass

$$f_w = c_1 \frac{\log[R(\lambda_1)/R(\lambda_2)]}{\log[R(\lambda_3)/R(\lambda_2)]} + c_0,$$

und wo:

Kalibrierkonstanten c_0 und c_1 empirisch gewählt werden;
 $R(\lambda_1)$ eine empfangene Strahlung mit einer ersten Wellenlänge ist;
 $R(\lambda_2)$ eine empfangene Strahlung mit einer zweiten Wellenlänge ist; und
 $R(\lambda_3)$ eine empfangene Strahlung mit einer dritten Wellenlänge ist.

26. Einrichtung nach Anspruch 25, worin die ersten, zweiten und dritten Wellenlängen ungefähr gleich 1710 nm, ungefähr gleich 1730 nm bzw. ungefähr gleich 1740 nm sind.

27. Einrichtung nach Anspruch 1, worin die Körperflüssigkeit betreffenden Metriken ein quantifiziertes Maß einer Differenz zwischen der Wasserfraktion im Blut und der Wasserfraktion im extravaskulären Gewebe umfassen, wo die Differenz berechnet wird, sodass

$$f_w^{Blut} - f_w^{Gewebe} = c_1 \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_1} \left/ \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_2} \right. + c_0,$$

und wo:

f_w^{Blut} die Wasserfraktion im Blut ist;

f_w^{Gewebe} die Wasserfraktion im extravaskulären Gewebe ist;
 Kalibrierkonstanten c_0 und c_1 empirisch gewählt werden; und

$\left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_1} \left/ \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_2} \right.$ das Verhältnis der denormalisierten empfangenen Strahlungsänderungen mit einer ersten Wellenlänge λ_1 , bzw. einer zweiten Wellenlänge λ_2 ist, wo die empfangenen Strahlungsänderungen durch eine durch Ausdehnung von Blutgefäßen im Gewebe verursachte Pulsation verursacht werden.

28. Einrichtung nach Anspruch 27, außerdem ein Integral der Differenz zwischen der Wasserfraktion im Blut und der Wasserfraktion im extravaskulären Gewebe umfassend, um ein Maß des Wassers bereitzustellen, das sich in die und aus den Kapillaren bewegt.

29. Einrichtung nach Anspruch 28, worin die ersten und zweiten Wellenlängen ungefähr gleich 1320 nm bzw. ungefähr gleich 1160 nm sind.

30. Einrichtung nach Anspruch 1, außerdem eine Displayeinrichtung (414; 510; 514; 626) umfassend, die dazu konfiguriert ist, Körperflüssigkeit betreffende Metriken anzuzeigen, die Körperwasser-Prozentsatz und eine Wasserbilanz umfassen, wo eine Wasserbilanz die integrierte Differenz zwischen einer Wasserfraktion im Blut und einer Wasserfraktion im extravaskulären Gewebe ist.

31. Einrichtung nach Anspruch 1,
 worin die Lichtemissionsoptik (618) eins von Folgenden umfasst: (a) Glühlichtquellen, (b) Weißlichtquellen und (c) Leuchtdioden ("LEDs"), die dazu eingestellt sind, Strahlung mit einer Vielzahl von schmalen Spektralwellenlängen zu emittieren, die so gewählt sind, dass sie bevorzugt durch Gewebewasser, Nicht-Häm-Proteine und Lipide absorbiert werden;
 worin die Lichtdetektoroptik eine Photodiode (620) umfasst, die dazu konfiguriert ist, vom Gewebebereich Strahlung zu empfangen;
 worin der mindestens eine Satz von optischen Messungen dem Detektieren von Licht entspricht, dessen Absorption in ersten Linie auf Wasser, Lipide und Nicht-Häm-Proteine zurückzuführen ist und worin der mindestens zweite Satz von optischen Messungen dem Detektieren von Licht entspricht, dessen Absorption in ersten Linie auf Wasser zurückzuführen ist und wo ein Vergleich der mindestens zwei optischen Messungen ein Maß der absoluten Wasserfraktion innerhalb des Gewebebereichs bereitstellt; und außerdem umfassend:

eine Displayeinrichtung, die an das Sensorgehäuse angeschlossen ist und dazu konfiguriert ist, die absolute Volumenfraktion von Wasser anzuzeigen.

32. Einrichtung nach Anspruch 31 mit einem Sensorgehäuse, außerdem einen federbelasteten Sensor umfassend, der dazu konfiguriert ist, automatisch die Displayeinrichtung zu aktivieren, wenn der federbelastete Sensor an einen Gewebebereich gedrückt wird, der überwacht wird.

33. Einrichtung nach Anspruch 31, worin die absolute Volumenfraktion von Wasser im Humangewebe unter Verwendung der Verarbeitungseinrichtung (624) bestimmt wird, die mindestens zwei Sätze von optischen Messungen empfängt und vergleicht, wo die mindestens zwei Sätze von optischen Messungen auf empfangener Strahlung von mindestens zwei Wellenlängen basieren und diese kombiniert werden, um entweder ein einzelnes Verhältnis der empfangenen Strahlung, eine Summe von Verhältnissen der empfangenen Strahlung oder Verhältnisse von Verhältnissen der empfangenen Strahlung zu formen.

34. Einrichtung nach Anspruch 33, worin die Lichtemissionsoptik (618) eingestellt ist, um Strahlung mit einer Vielzahl von schmalen Spektralwellenlängen zu emittieren, die aus einem von drei Primärbändern mit Wellenlängen von ungefähr 1100-1350 nm, ungefähr 1500-1800 nm und ungefähr 2000-2300 nm ausgewählt werden.

35. Verfahren zum Messen von Körperflüssigkeit betreffenden Metriken unter Verwendung von optischer Spektrophotometrie, Folgendes umfassend:

Platzieren eines Sensorgehäuses in die Nähe eines Gewebebereichs, der überwacht wird;
 Emittieren von Strahlung mit mindestens zwei Wellenlängen unter Verwendung von Lichtemissionsoptik, die dazu konfiguriert ist, Strahlung auf den Gewebebereich zu leiten;
 Detektieren von Strahlung unter Verwendung von Lichtdetektoroptik, die dazu konfiguriert ist, Strahlung vom Gewebebereich zu empfangen;
 Verarbeiten der Strahlung von der Lichtemissionsoptik und der Lichtdetektoroptik, Empfangen und Vergleichen der mindestens zwei Sätze optischer Messungen von mindestens zwei verschiedenen Wellenlängen, **dadurch gekennzeichnet, dass** Lichtabsorption auf den mindestens zwei verschiedenen Wellenlängen in erster Linie auf Wasser zurückzuführen ist, das sich im vaskulären Blut und im extravaskulären Gewebe befindet und worin ein Vergleich der mindestens zwei Messungen ein Maß einer Differenz zwischen den Fraktionen von Wasser im Blut und im umgebenden Gewebebereich bereitstellt.

36. Verfahren nach Anspruch 35:

Kombinieren der mindestens zwei Sätze von optischen Messungen, um entweder ein einzelnes Verhältnis der empfangenen Strahlung, eine Summe von Verhältnissen der empfangenen Strahlung oder Verhältnisse von Verhältnissen der empfangenen Strahlung zu formen, um Kombinationen von empfangener Strahlung zu formen;
 Bestimmen einer Volumenfraktion von Wasser und von den Kombinationen; und
 Anzeigen der Volumenfraktion von Wasser auf einer Displayeinrichtung, die an das Sensorgehäuse angeschlossen ist.

37. Verfahren nach Anspruch 35:

worin die Differenz zwischen einem intravaskulären Flüssigkeitsvolumen und einem extravaskulären Flüssigkeits-

volumen so berechnet wird, dass

$$f_w^{Blut} - f_w^{Extravasc} = c_1 \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_1} / \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_2} + c_0,$$

und wo:

f_w^{Blut} die Wasserfraktion im Blut ist;

$f_w^{Extravasc}$ die Wasserfraktion im extravaskulären Gewebe ist;

$\left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_1} / \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_2}$ das Verhältnis von denormalisierten empfangenen Strahlungsänderungen mit einer ersten Wellenlänge λ_1 bzw. einer zweiten Wellenlänge λ_2 ist, wo die empfangenen Strahlungsänderungen durch eine Pulsation verursacht werden, die durch Ausdehnung von Blutgefäßen im Gewebe als Reaktion auf einen Herzschlag verursacht werden;

Kalibrierkonstanten c_0 und c_1 empirisch gewählt werden; und

die Differenz zwischen einem intravaskulären Flüssigkeitsvolumen und einem extravaskulären Flüssigkeitsvolumen auf einer Displayeinrichtung angezeigt wird.

Revendications

1. Dispositif (400 ; 500 ; 600) pour mesurer la métrique associée aux fluides corporels à l'aide d'une spectrophotométrie optique comprenant :

un logement de sonde configuré pour être placé de façon proximale à un emplacement de tissu qui est en cours de surveillance ;

une optique d'émission de lumière (618) reliée audit logement et configurée pour diriger un rayonnement vers ledit emplacement de tissu ;

une optique de détection de lumière (620) reliée audit logement et configurée pour recevoir un rayonnement dudit emplacement de tissu ; et

un dispositif de traitement (624) configuré pour traiter un rayonnement provenant de ladite optique d'émission de lumière (618) et de ladite optique de détection de lumière (620) pour calculer ladite métrique associée aux fluides corporels, ledit dispositif de traitement (624) étant adapté pour recevoir et comparer au moins deux jeux de mesures optiques d'au moins deux longueurs d'onde différentes, **caractérisé en ce que** l'absorption de lumière auxdites au moins deux longueurs d'onde différentes est principalement due à de l'eau qui se trouve dans le sang vasculaire et dans le tissu extravasculaire, et dans lequel une comparaison desdites au moins deux mesures fournit une mesure d'une différence entre les fractions d'eau dans le sang et l'emplacement de tissu environnant.

2. Dispositif selon la revendication 1, comprenant en outre un dispositif d'affichage (414 ; 510, 514 ; 626) relié audit logement de sonde et configuré pour afficher ladite métrique associée aux fluides corporels.
3. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel ladite métrique associée aux fluides corporels est surveillée par intermittence.
4. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel ladite métrique associée aux fluides corporels est surveillée en continu.
5. Dispositif selon la revendication 1, ayant un logement de sonde comprenant en outre une sonde à ressort (410) configurée pour activer automatiquement un dispositif d'affichage (414) relié audit logement de sonde lorsque ladite sonde à ressort (410) est pressée contre un emplacement de tissu (412) qui est en cours de surveillance.
6. Dispositif selon la revendication 1, ayant un logement de sonde comprenant en outre un transducteur de pression pour mesurer la compressibilité de tissu afin de déduire un indice d'une fraction d'eau libre au sein dudit tissu.
7. Dispositif selon la revendication 1, ayant un logement de sonde comprenant en outre un mécanisme (614, 616)

pour induire mécaniquement une impulsion au sein dudit emplacement de tissu afin de permettre des mesures de différences entre des fractions d'un volume de fluide intravasculaire et d'un volume de fluide extravasculaire dans des conditions de faible impulsion.

- 5 8. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel ladite optique d'émission de lumière (618) est syntonisée pour émettre un rayonnement à une pluralité de longueurs d'onde spectrales étroites choisies de sorte que le composé biologique d'intérêt absorbera la lumière à ladite pluralité de longueurs d'onde spectrales étroites et ainsi, l'absorption par des espèces interférentes sera minimale, où une absorption minimale est une absorption par une espèce interférente qui est inférieure à 10 % de l'absorption du composé biologique d'intérêt.
- 10 9. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel ladite optique d'émission de lumière (618) est syntonisée pour émettre un rayonnement à une pluralité de longueurs d'onde spectrales étroites choisies pour être préférentiellement absorbées par l'eau de tissu, les protéines et lipides non-hème, où les longueurs d'onde préférentiellement absorbées sont des longueurs d'onde dont l'absorption est sensiblement indépendante des concentrations individuelles de protéines et lipides non-hème, et est sensiblement dépendante de la somme des concentrations individuelles de protéines et lipides non-hème.
- 15 10. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel ladite optique d'émission de lumière (618) est syntonisée pour émettre un rayonnement à une pluralité de longueurs d'onde spectrales étroites choisies pour garantir qu'un rayonnement reçu mesuré est sensiblement insensible aux variations de diffusion et de sorte que les longueurs de chemin optique à travers le derme auxdites longueurs d'onde sont sensiblement égales.
- 20 11. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel ladite optique d'émission de lumière (618) est syntonisée pour émettre un rayonnement à une pluralité de longueurs d'onde spectrales étroites choisies pour garantir qu'un rayonnement reçu dudit emplacement de tissu est insensible aux variations de température, où lesdites longueurs d'onde sont isosbestiques en température dans le spectre d'absorption de l'eau ou ledit rayonnement reçu est combiné de sorte à sensiblement annuler les dépendances à la température dudit rayonnement reçu individuel lors du calcul des fractions d'eau de tissu.
- 25 12. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel ladite optique d'émission de lumière (618) est syntonisée pour émettre un rayonnement à une pluralité de longueurs d'onde spectrales étroites choisies dans l'une des trois principales bandes de longueurs d'onde d'approximativement 1100 à 1350nm, approximativement 1500 à 1800 nm et approximativement 2000 à 2300 nm.
- 30 13. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel ladite optique d'émission de lumière (618) et ladite optique de détection de lumière (620) sont montées dans ledit logement de sonde et positionnées avec un alignement approprié pour permettre une détection en mode transmissif.
- 35 14. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel ladite optique d'émission de lumière et ladite optique de détection de lumière sont montées dans ledit logement de sonde et positionnées avec un alignement approprié pour permettre une détection en mode réflectif.
- 40 15. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel ladite optique d'émission de lumière et ladite optique de détection de lumière sont placées dans une unité distante et délivrent de la lumière audit logement de sonde et reçoivent de la lumière de celui-ci via des fibres optiques.
- 45 16. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel ladite optique d'émission de lumière comprend au moins l'une de (a) une source de lumière incandescente, (b) une source de lumière blanche, et (c) une diode électroluminescente (« DEL »).
- 50 17. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel ledit dispositif de traitement (624) reçoit et compare au moins deux jeux de mesures optiques, où le au moins premier jeu de mesures optiques correspondant à la détection de la lumière dont l'absorption est principalement due à l'eau, aux lipides et aux protéines non-hème, et où le second jeu de mesures optiques correspond à la détection de lumière dont l'absorption est principalement due à l'eau, et où une comparaison desdites au moins deux mesures optiques fournit une mesure de la fraction d'eau absolue au sein dudit emplacement de tissu.
- 55 18. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel ledit dispositif de traitement (624) reçoit et compare au moins deux

jeux de mesures optiques, où lesdits au moins deux jeux de mesures optiques sont basés sur un rayonnement reçu d'au moins deux longueurs d'onde et qui sont combinés pour former soit un rapport unique dudit rayonnement reçu, soit une somme de rapports dudit rayonnement reçu, soit des rapports de rapports dudit rayonnement reçu.

5 19. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel ledit dispositif de traitement (624) reçoit et compare au moins deux jeux de mesures optiques d'au moins deux longueurs d'onde différentes, où l'absorption de lumière auxdites au moins deux longueurs d'onde différentes est principalement due à l'eau qui se trouve dans le sang vasculaire et dans le tissu extravasculaire, et où un rapport desdites au moins deux mesures fournit une mesure d'une différence entre les fractions d'eau dans le sang et l'emplacement du tissu environnant.

10 20. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel ladite métrique associée aux fluides corporels comprend une fraction d'eau de tissu, et où ladite fraction d'eau de tissu, f_w est déterminée de telle sorte que $f_w = c_1 \log[R(\lambda_1)/R(\lambda_2)] + c_0$, et où :

15 les constantes d'étalonnage c_0 et c_1 sont choisies de façon empirique ;
 $R(\lambda_1)$ est un rayonnement reçu à une première longueur d'onde ; et
 $R(\lambda_2)$ est un rayonnement reçu à une deuxième longueur d'onde.

20 21. Dispositif selon la revendication 20, dans lequel lesdites première et seconde longueurs d'onde sont d'approximativement 1300 nm et d'approximativement 1168 nm respectivement.

22. Dispositif selon la revendication 20, dans lequel lesdites première et seconde longueurs d'onde sont d'approximativement 1230 nm et d'approximativement 1168 nm respectivement.

25 23. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel ladite métrique associée aux fluides corporels comprend une fraction d'eau de tissu, et où ladite fraction d'eau de tissu, f_w est déterminée de telle sorte que $f_w = c_2 \log[R(\lambda_1)/R(\lambda_2)] + c_1 \log[R(\lambda_2)/R(\lambda_3)] + c_0$, et où :

30 les constantes d'étalonnage c_0 , c_1 et c_2 sont choisies de façon empirique ;
 $R(\lambda_1)$ est un rayonnement reçu à une première longueur d'onde ;
 $R(\lambda_2)$ est un rayonnement reçu à une deuxième longueur d'onde ; et
 $R(\lambda_3)$ est un rayonnement reçu à une troisième longueur d'onde.

35 24. Dispositif selon la revendication 23, dans lequel lesdites première, deuxième et troisième longueurs d'onde sont d'approximativement 1190 nm, d'approximativement 1170 nm et d'approximativement 1274 nm respectivement.

25. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel ladite métrique associée aux fluides corporels comprend une fraction d'eau de tissu, et où ladite fraction d'eau de tissu, f_w est déterminée de telle sorte que

40

$$f_w = c_1 \frac{\log [R(\lambda_1) / R(\lambda_2)]}{\log [R(\lambda_3) / R(\lambda_2)]} + c_0,$$

et où:

45 les constantes d'étalonnage c_0 et c_1 sont choisies de façon empirique ;
 $R(\lambda_1)$ est un rayonnement reçu à une première longueur d'onde ;
 $R(\lambda_2)$ est un rayonnement reçu à une deuxième longueur d'onde ; et
 $R(\lambda_3)$ est un rayonnement reçu à une troisième longueur d'onde.

50 26. Dispositif tel que déterminé dans la revendication 25, dans lequel lesdites première, deuxième et troisième longueurs d'onde sont d'approximativement 1710 nm, d'approximativement 1730 nm et d'approximativement 1740 nm respectivement.

55 27. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel ladite métrique associée aux fluides corporels comprend une mesure quantifiée d'une différence entre la fraction d'eau dans le sang et la fraction d'eau dans le tissu extravasculaire, où ladite différence est déterminée de sorte que

$$f_w^{sang} - f_w^{tissu} = c_1 \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_1} / \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_2} + c_0,$$

et où

f_w^{sang} est la fraction d'eau dans le sang ;

f_w^{tissu} est la fraction d'eau dans le tissu extravasculaire ;

les constantes d'étalonnage c_0 et c_1 sont choisies de façon empirique ; et

$\left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_1} / \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_2}$ est le rapport des modifications du rayonnement reçu dénormalisé à une première longueur d'onde λ_1 , et à une deuxième longueur d'onde, λ_2 , respectivement, où lesdites modifications du rayonnement reçu sont induites par une pulsation provoquée par une dilatation des vaisseaux sanguins dans le tissu.

28. Dispositif tel que déterminé selon la revendication 27, comprenant en outre une intégrale de ladite différence entre la fraction d'eau dans le sang et la fraction d'eau dans le tissu extravasculaire pour fournir une mesure de l'eau qui passe dans les capillaires et hors de ceux-ci.

29. Dispositif tel que déterminé selon la revendication 28, dans lequel lesdites première et deuxième longueurs d'onde sont d'approximativement 1320 nm et d'approximativement 1160 nm respectivement.

30. Dispositif selon la revendication 1, comprenant en outre un dispositif d'affichage (414 ; 510 ; 514 ; 626), configuré pour afficher une métrique associée aux fluides corporels comprenant un pourcentage d'eau corporelle et un équilibre hydrique, où un équilibre hydrique est la différence intégrée entre une fraction d'eau dans le sang et une fraction d'eau dans le tissu intravasculaire.

31. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel ladite optique d'émission de lumière (618) comprend un élément parmi (a) des sources de lumière incandescente, (b) des sources de lumière blanche et (c) des diodes électroluminescentes (« DEL ») qui sont syntonisées pour émettre un rayonnement à une pluralité de longueurs d'onde spectrales étroites choisies pour être préférentiellement absorbées par l'eau de tissu, les protéines et les lipides non-hème ;

dans lequel ladite optique de détection de lumière comprend une photodiode (620) configurée pour recevoir le rayonnement dudit emplacement de tissu ;

dans lequel le au moins premier jeu de mesures optiques correspond à la détection de lumière dont l'absorption est principalement due à l'eau, aux lipides et aux protéines non-hème, et dans lequel le au moins second jeu de mesures optiques correspond à la détection de lumière dont l'absorption est principalement due à l'eau, et où une comparaison desdites au moins deux mesures optiques fournit une mesure de la fraction d'eau absolue au sein dudit emplacement de tissu, et comprenant en outre

un dispositif d'affichage relié audit logement de sonde et configuré pour afficher ladite fraction d'eau en volume.

32. Dispositif selon la revendication 31 ayant un logement de sonde, comprenant en outre une sonde à ressort configurée pour activer automatiquement ledit dispositif d'affichage lorsque ladite sonde à ressort est pressée contre un emplacement de tissu qui est en cours de surveillance.

33. Dispositif selon la revendication 31, dans lequel ladite fraction d'eau en volume absolue au sein du tissu humain est déterminée à l'aide dudit dispositif de traitement (624) qui reçoit et compare au moins deux jeux de mesures optiques, où lesdits au moins deux jeux de mesures optiques sont basés sur un rayonnement reçu d'au moins deux longueurs d'onde et qui sont combinés pour former soit un rapport unique dudit rayonnement reçu, soit une somme de rapports dudit rayonnement reçu, soit des rapports de rapports dudit rayonnement reçu.

34. Dispositif tel que déterminé dans la revendication 33, dans lequel ladite optique d'émission de lumière (618) est syntonisée pour émettre un rayonnement à une pluralité de longueurs d'onde spectrales étroites choisies dans l'une des trois principales bandes de longueurs d'onde d'approximativement 1100 à 1350 nm, approximativement 1500 à 1800 nm et approximativement 2000 à 2300 nm.

35. Procédé de mesure d'une métrique associée aux fluides corporels à l'aide d'une spectrophotométrie optique

comprenant :

la mise en place d'un logement de sonde de manière proximale à un emplacement de tissu qui est en cours de surveillance ;

l'émission d'un rayonnement à au moins deux longueurs d'onde à l'aide d'une optique d'émission de lumière configurée pour diriger un rayonnement vers ledit emplacement de tissu ;

la détection d'un rayonnement à l'aide d'une optique de détection de lumière configurée pour recevoir un rayonnement dudit emplacement de tissu ;

le traitement dudit rayonnement provenant de ladite optique d'émission de lumière et de ladite optique de détection de lumière, la réception et la comparaison desdits au moins deux jeux de mesures optiques d'au moins deux longueurs d'onde différentes, **caractérisé en ce que** l'absorption de lumière auxdites au moins deux longueurs d'onde différentes est principalement due à l'eau qui se trouve dans le sang vasculaire et dans le tissu extravasculaire, et dans lequel une comparaison desdites au moins deux mesures fournit une mesure d'une différence entre les fractions d'eau dans le sang et l'emplacement de tissu environnant.

36. Procédé selon la revendication 35, comprenant :

la combinaison desdits au moins deux jeux de mesures optiques pour former soit un rapport unique dudit rayonnement reçu, soit une somme de rapports dudit rayonnement reçu, soit des rapports de rapports dudit rayonnement reçu pour former des combinaisons de rayonnement reçu ;

la détermination d'une fraction d'eau en volume à partir desdites combinaisons ; et

l'affichage de ladite fraction d'eau en volume sur un dispositif d'affichage relié audit logement de sonde.

37. Procédé selon la revendication 35, dans lequel ladite différence entre un volume de fluide intravasculaire et un volume de fluide extravasculaire est déterminée de telle sorte que

$$f_w^{sang} - f_w^{tissu} = c_1 \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_1} / \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_2} + c_0,$$

et où

f_w^{sang} est la fraction d'eau dans le sang ;

f_w^{tissu} est la fraction d'eau dans le tissu extravasculaire ;

$\left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_1} / \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\lambda_2}$ est le rapport des modifications du rayonnement reçu dénormalisé à une première longueur d'onde λ_1 , et à une deuxième longueur d'onde, λ_2 , respectivement, où lesdites modifications du rayonnement reçu sont induites par une pulsation provoquée par une dilatation des vaisseaux sanguins dans le tissu en réponse à un battement cardiaque ;

les constantes d'étalonnage c_0 et c_1 sont choisies de façon empirique ; et

l'affichage de ladite différence entre un volume de fluide intravasculaire et un volume de fluide extravasculaire sur un dispositif d'affichage.

Pig study: Hemorrhagic shock and fluid resuscitation

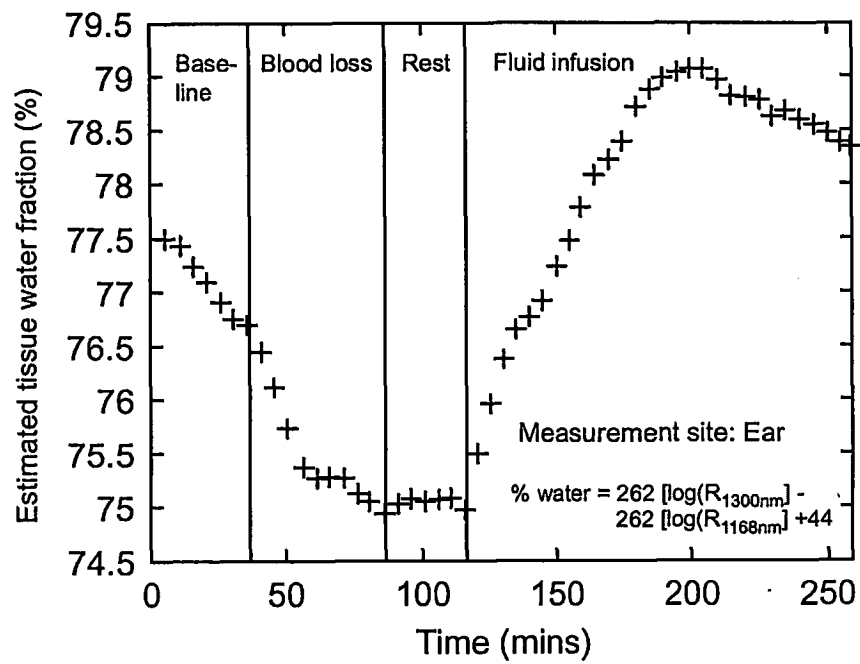


FIG. 1

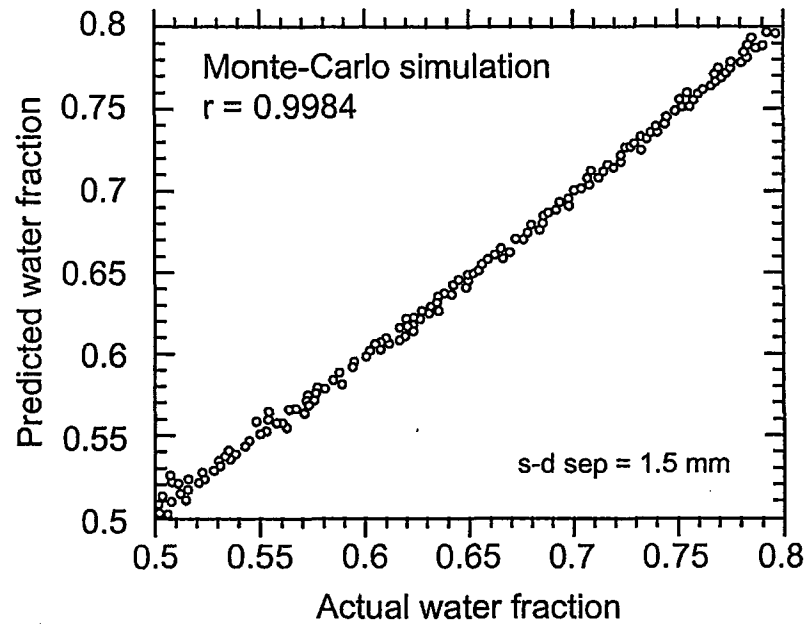


FIG. 2

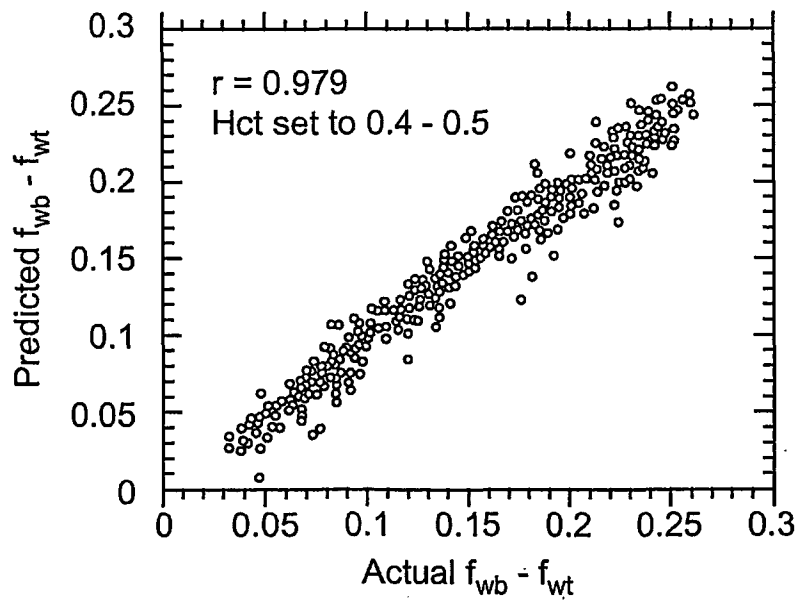


FIG. 3

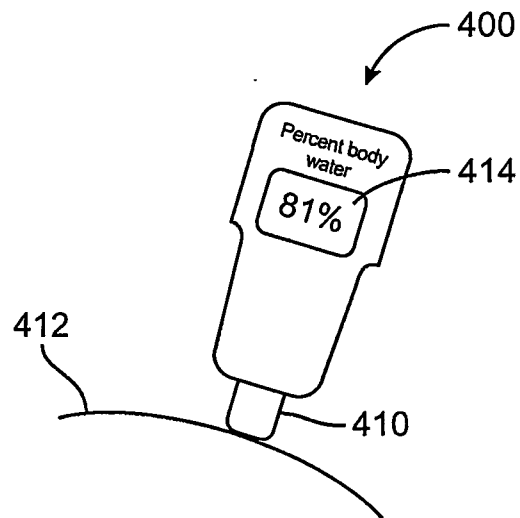


FIG. 4

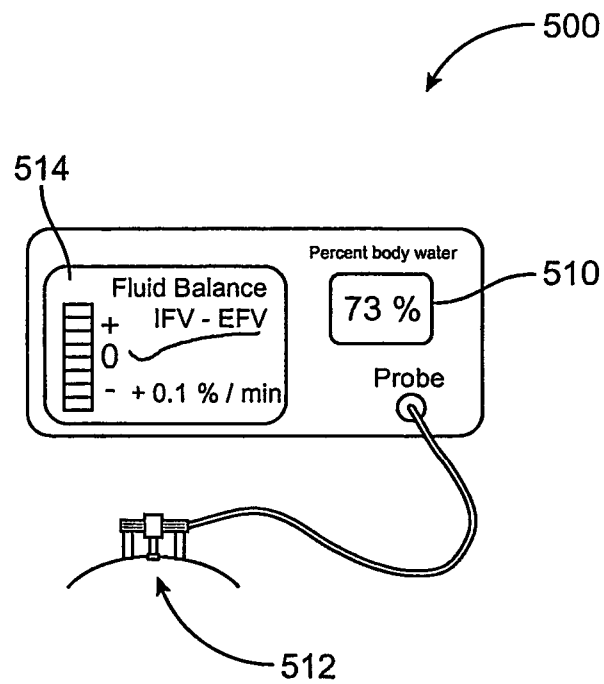


FIG. 5

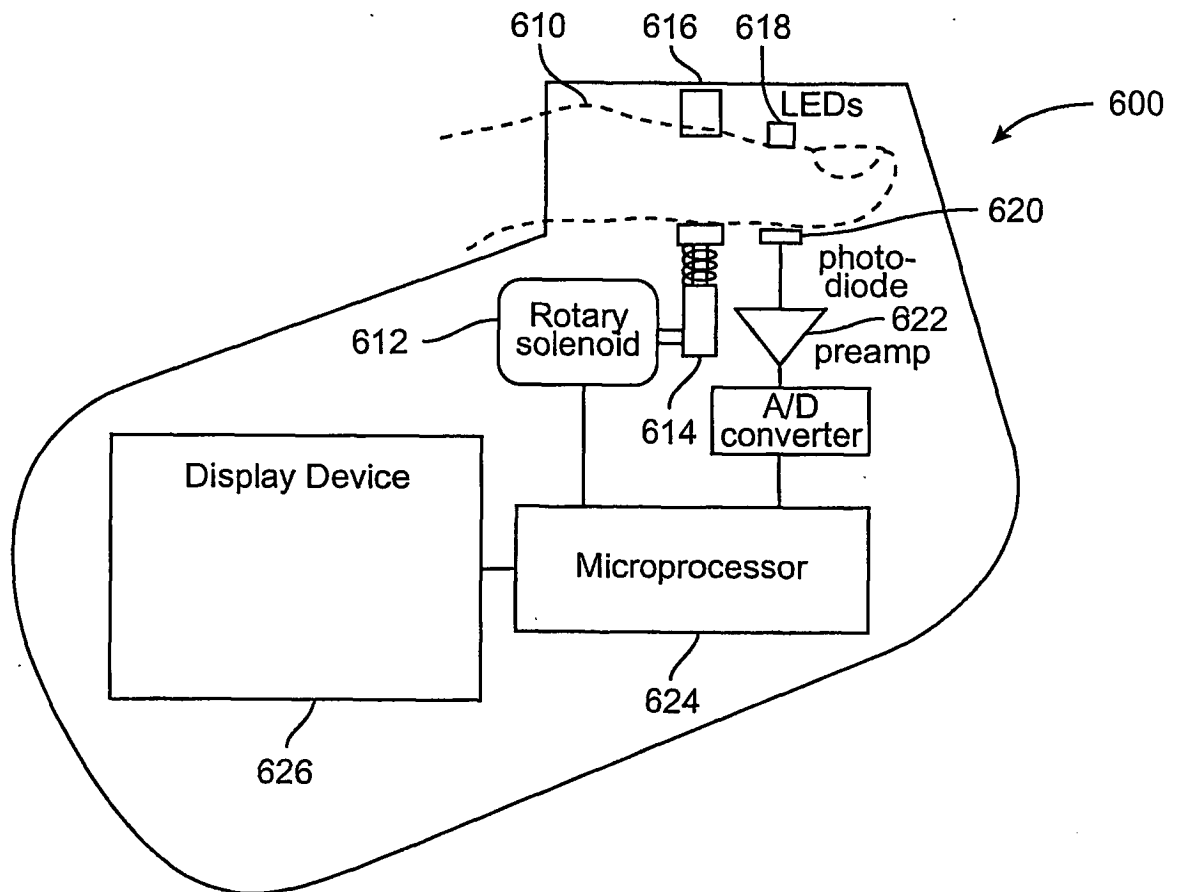


FIG. 6

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 5348003 A [0006]
- US 5853364 A [0023]
- US 5348004 A [0023]

专利名称(译)	用于监测体液和电解质紊乱的装置和方法		
公开(公告)号	EP1367938B1	公开(公告)日	2010-05-05
申请号	EP2002717631	申请日	2002-03-13
[标]申请(专利权)人(译)	内尔科尔普里坦贝内特公司		
申请(专利权)人(译)	NELLCOR PURITAN BENNETT INCORPORATED		
当前申请(专利权)人(译)	NELLCOR PURITAN BENNETT LLC		
[标]发明人	SCHMITT JOSEPH M		
发明人	SCHMITT, JOSEPH, M.		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/103 A61B5/024 A61B5/145 A61B5/1455 G01N21/35		
CPC分类号	G01N21/359 A61B5/0053 A61B5/0059 A61B5/02438 A61B5/14546 A61B5/4878		
优先权	09/810918 2001-03-16 US		
其他公开文献	EP1367938A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于使用分光光度法测量体液相关度量的装置和方法，以促进旨在恢复体液平衡的治疗干预。特定的体液相关指标包括血管外和血管内组织隔室中水的绝对体积分数，以及这两个隔室之间的水对水的吸光度和非血红蛋白吸光度之和的变化，脂质和水在血管内液体体积（“IFV”）和血管外液体积（“EFV”）室中的水分之间的差异也使用差分方法确定，该方法利用观察到由膨胀引起的脉动。当心跳时皮肤中的血管产生特定波长的接收辐射的变化，该变化与血液中的光和周围组织的有效吸收之间的差异成比例。随时间积分的这种差异提供了进出毛细管的流体量的量度。设备内置有机械诱导脉冲的机制，以提高弱脉冲条件下IFV-EFV测量的可靠性。

$$f_w = c \log[R(\lambda)/R(\lambda_0)] + c_0$$

(1)