



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 601 12 134 T2** 2006.04.20

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 114 610 B1**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 5/053** (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: **601 12 134.1**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **01 100 033.8**

(96) Europäischer Anmeldetag: **05.01.2001**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **11.07.2001**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **27.07.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **20.04.2006**

(30) Unionspriorität:

2000000383 05.01.2000 JP

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, FR, GB

(73) Patentinhaber:

Tanita Corp., Tokio/Tokyo, JP

(72) Erfinder:

Fukuda, Yoshinori, Itabashi-ku, Tokyo, JP

(74) Vertreter:

**Müller-Boré & Partner, Patentanwälte, European
Patent Attorneys, 81671 München**

(54) Bezeichnung: **Gerät zur Bestimmung eines Belastungspegels vom menschlichen Körper**

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

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

Beschreibung**HINTERGRUND DER ERFINDUNG:****Gebiet der Erfindung:**

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung zum Bestimmen eines Ermüdungsgrades bzw. Belastungspegels eines menschlichen Körpers.

Beschreibung des Standes der Technik:

[0002] Im allgemeinen kann eine Schwellung häufig an dem Bein und insbesondere an der Wade einer Person beobachtet werden, wenn sie in einem Falle ermüdet wird, in dem die Person arbeitet, während sie beispielsweise für eine längere Zeitperiode steht. Eine derartige Schwellung wird durch den Grund verursacht, dass ein Körperwasser oder eine Lymphflüssigkeit unter der Wirkung der Schwerkraft gestaut und nicht gleichmäßig zu dem Hauptkörperteil der Person zurückgeführt wird. Die gleiche Schwellung kann ebenfalls beobachtet werden, wenn die Person arbeitet, während sie sich setzt, oder die Person mit ihren gekreuzten bzw. verschränkten Beinen für eine längere Zeitperiode sitzt. In dem letzteren Falle führt Krümmen bzw. Beugen der Beine der Person für eine längere Zeitperiode zu verringertem Fluss von Blut und Lymphflüssigkeit an einem Gelenkteil des Körpers, und infolgedessen kann das Körperwasser oder die Lymphflüssigkeit zu dem Hauptkörperteil nicht gleichmäßig zurückgeführt werden. Auf eine solche Art und Weise kann die Schwellung mit der Ermüdung auftreten, wenn die Person arbeitet, während sie die gleiche Stellung für eine längere Zeitperiode aufrechterhält. Jedenfalls ist die Schwerkraft der wesentliche Faktor, welcher verursachen kann, dass das Körperwasser gestaut wird. Daher kann im allgemeinen gesagt werden, dass die Schwellung mehr oder weniger für jede Person im Laufe der Zeit eines Tages auftritt, so die Person aus dem Bett geht bzw. aufsteht, und die Schwellung sich graduell bzw. allmählich anhäuft.

[0003] Obwohl die Schwellung für jede Person auftreten kann, wird die Schwellung normalerweise an dem nächsten Tag zurückgestellt bzw. -geführt. Dies ergibt sich aufgrund der Tatsache, dass das Körperwasser über den gesamten Körper der Person verteilt wird, während sie schläft oder in dem Bett liegt.

[0004] Eine derartige Schwellung beginnt zu der Zeit aufzutreten, zu der die Person am Morgen aufsteht, und häuft sich allmählich an, um das Maximum in einem bestimmten zeitlichen Falle bzw. Zeitpunkt zu erreichen. Jedoch beginnt eine derartige Schwellung, sich zurückzustellen, nachdem die Person zu Bett geht, und wird auf das im wesentlichen gleiche Niveau wie dasjenige vollständig zurückgestellt, als

die Person an dem Morgen des vorhergehenden Tages aufstand. Der Grad der Schwellung ändert sich in Abhängigkeit von der Aktivität der Person in einem Tag, und er ist nicht gleichmäßig, sondern für jede der Personen unterschiedlich. Zusätzlich ändert sich für jede der Personen die Sensibilität für die Schwellung.

[0005] Es kann sich daher ereignen, dass trotz einer nicht zurückgestellten Schwellung und einer angehäuften gelassenen Ermüdung an dem nächsten Tag eine Person eine derartige Schwellung nicht fühlt, so dass die Person eindringlich damit fortfährt, zu arbeiten, mit dem Ergebnis, dass ihre Gesundheit geschädigt wird. Alternativ kann es einen derartigen Fall geben, in dem eine Person eine Schwellung an ihrem Bein fühlt, jedoch einen optimistischen Standpunkt hinsichtlich einer Zurückstellung der Schwellung an dem nächsten Tag einnimmt, mit dem Ergebnis, dass die Person ein Symptom einer kritischen Erkrankung aus den Augen verliert.

[0006] Die US-4314563 offenbart eine Vorrichtung, welche ein Bestimmen des Vorhandenseins oder Fehlens einer venösen Obstruktion bzw. Verstopfung, wie sie bei Hämorrhagie bzw. Blutung oder entzündlichen Zuständen, welche die Venen befallen, dadurch unterstützen kann, dass die prozentuale Änderung in der elektrischen Impedanz der Venen, welche durch ihre zeitweilig forcierte Blockage verursacht ist, gemessen wird. Diese Vorrichtung weist zwei Paare von Elektroden, die so ausgestaltet sind, um einen Körper einer einer Untersuchung unterliegenden Person zu berühren, eine elektrische Stromquelle, welche einen Messstrom durch von den Elektroden ausgewählte zuführt, eine Spannungsmesseinheit, welche eine Spannung zwischen anderen von den Elektroden ausgewählten misst, eine Speichereinheit, welche eine bioelektrische Impedanz (berechnet durch eine arithmetische Einheit) und einen Referenzwert speichert, aufweist, wobei die arithmetische Einheit ein Berechnungsteil, um eine momentane bzw. laufende bioelektrische Impedanz beruhend auf dem Messstrom und dem Messwert von der Spannungsmesseinheit zu berechnen, ein Vergleichsteil zum Vergleichen der momentanen, gemessenen bioelektrischen Impedanz mit dem in dem Speicher gespeicherten Referenzwert der bioelektrischen Impedanz und ein Beurteilungsteil zum Bestimmen eines Grades der Ermüdung der der Untersuchung unterliegenden Person beruhend auf einem Vergleichsergebnis und eine Display- bzw. Anzeigeeinheit aufweist, welche die Änderung in der Impedanz anzeigt, die durch die zeitweilig forcierte Blockage verursacht ist.

[0007] Es ist eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Vorrichtung zum einfachen Bestimmen eines Ermüdungsgrades eines menschlichen Körpers zu schaffen.

[0008] Diese Aufgabe wird entsprechend der vorliegenden Erfindung durch eine Vorrichtung mit den in Anspruch 1 offenbarten Merkmalen gelöst. Bevorzugte Ausführungsformen sind Gegenstände der abhängigen Ansprüche.

[0009] Um eine derartige Aufgabe zu lösen, schafft die vorliegende Erfindung eine Vorrichtung zum Bestimmen eines Ermüdungsgrades eines menschlichen Körpers, aufweisend: zwei Paare von Elektroden; eine elektrische Stromquelle; eine Spannungsmesseinheit; eine arithmetische Einheit; eine Speichereinheit; und eine Display- bzw. Anzeigeeinheit, wobei die zwei Paare von Elektroden so konfiguriert bzw. ausgestaltet sind, um einen Körper einer der Untersuchung unterliegenden Person zu berühren; die elektrische Stromquelle einen Messstrom über ausgewählte der Elektroden zuführt; die Spannungsmesseinheit eine Spannung zwischen anderen ausgewählten der Elektroden misst; die Speichereinheit eine durch die arithmetische Einheit berechnete bioelektrische Impedanz und einen Referenzwert speichert, wobei die Speichereinheit ein nichtflüchtiger Speicher ist; die arithmetische Einheit die bioelektrische Impedanz beruhend auf dem Messwert von der Spannungsmesseinheit und einen Ermüdungsgrad der der Untersuchung unterliegenden Person dadurch berechnet, dass der momentan bzw. laufend gemessene Wert der bioelektrischen Impedanz mit dem Referenzwert der in der Speichereinheit gespeicherten, bioelektrischen Impedanz verglichen wird; und die Anzeigeeinheit den Ermüdungsgrad der der Untersuchung unterliegenden Person angibt bzw. anzeigt.

[0010] Entsprechend einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt die Anzeigeeinheit den Übergang der Änderung im Ermüdungsgrad graphisch an.

[0011] Entsprechend einer anderen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung stellt der an der Anzeigeeinheit angezeigte Graph bzw. graphische Darstellung den Übergang der Änderung im Ermüdungsgrad auf der Grundlage der bioelektrischen Impedanz dar, wie sie am Morgen gemessen ist.

[0012] Entsprechend einer weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung stellt der an der Anzeigeeinheit angezeigte Graph bzw. graphische Darstellung den Übergang der Änderung im Ermüdungsgrad auf der Grundlage der bioelektrischen Impedanz dar, wie sie am Abend oder in der Nacht gemessen ist.

[0013] Entsprechend einer noch weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird der Referenzwert der bioelektrischen Impedanz eingestellt, bevor eine bestimmte Aktion bzw. Tätigkeit durch

eine der Untersuchung unterliegende Person ausgeführt wird, und die Anzeigeeinheit zeigt den Ermüdungsgrad vor und nach einer solchen Aktion dadurch an, dass der momentan gemessene Wert der bioelektrischen Impedanz mit dem Referenzwert der bioelektrischen Impedanz verglichen wird, der in der Speichereinheit gespeichert ist.

[0014] Entsprechend einem anderen Gesichtspunkt der vorliegenden Erfindung ist eine Vorrichtung zum Bestimmen eines Ermüdungsgrades beruhend auf der Schwellung eines menschlichen Körpers vorgesehen, aufweisend: zwei Paare von Elektroden; eine elektrische Stromquelle; eine Spannungsmesseinheit; eine arithmetische Einheit; eine Speichereinheit; und eine Display- bzw. Anzeigeeinheit, wobei die zwei Paare von Elektroden so konfiguriert bzw. ausgestaltet sind, um einen Körper einer der Untersuchung unterliegenden Person zu berühren; die elektrische Stromquelle einen Messstrom über ausgewählte der Elektroden zuführt; die Spannungsmesseinheit eine Spannung zwischen anderen ausgewählten der Elektroden misst; die Speichereinheit eine durch die arithmetische Einheit berechnete bioelektrische Impedanz und einen Referenzwert speichert; die arithmetische Einheit die bioelektrische Impedanz beruhend auf dem Messwert von der Spannungsmesseinheit und einen Grad der Schwellung der der Untersuchung unterliegenden Person dadurch berechnet, dass der momentan bzw. laufend gemessene Wert der bioelektrischen Impedanz mit dem Referenzwert der bioelektrischen Impedanz verglichen wird, der in der Speichereinheit gespeichert ist; und die Anzeigeeinheit einen Grad der Schwellung der der Untersuchung unterliegenden Person angibt bzw. anzeigt.

[0015] Entsprechend einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt die Anzeigeeinheit den Übergang der Änderung im Grad der Schwellung graphisch an.

[0016] Entsprechend einer anderen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung stellt der an der Anzeigeeinheit angezeigte Graph bzw. graphische Darstellung den Übergang der Änderung im Grad der Schwellung auf der Grundlage der bioelektrischen Impedanz dar, wie sie am Morgen gemessen ist.

[0017] Entsprechend einer weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung stellt der an der Anzeigeeinheit angezeigte Graph bzw. graphische Darstellung den Übergang der Änderung im Grad der Schwellung auf der Grundlage der bioelektrischen Impedanz dar, wie sie am Abend oder in der Nacht gemessen ist.

[0018] Entsprechend einer noch weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird der Referenzwert der bioelektrischen Impedanz eingestellt, bevor eine bestimmte Aktion bzw. Tätigkeit durch

renzwert der bioelektrischen Impedanz eingestellt, bevor eine bestimmte Aktion bzw. Tätigkeit durch eine der Untersuchung unterliegende Person ausgeführt wird, und die Anzeigeeinheit zeigt den Grad der Schwellung vor und nach einer solchen Aktion dadurch an, dass der momentan gemessene Wert der bioelektrischen Impedanz mit dem Referenzwert der bioelektrischen Impedanz verglichen wird, der in der Speichereinheit gespeichert ist.

[0019] Entsprechend einer noch weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung stellt der Referenzwert der bioelektrischen Impedanz eine mittlere bzw. Durchschnittsänderung in der Menge von interstitiellem Fluid bzw. Flüssigkeit dar, welche die Differenz zwischen Durchschnittswerten für eine Mehr- bzw. Vielzahl von Messungen an jedem Morgen und in jeder Nacht ist.

[0020] Entsprechend einer noch weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird die Durchschnittsänderung in der Menge von interstitieller Flüssigkeit jedes Mal aktualisiert, wenn die bioelektrische Impedanz gemessen wird.

[0021] Entsprechend einer noch weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung führt die elektrische Stromquelle den Messstrom mit einer Mehr- bzw. Vielzahl von Frequenzen zu.

[0022] Entsprechend einer noch weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung führt die elektrische Stromquelle den Messstrom mit einer einzelnen bzw. mit nur einer Frequenz zu.

[0023] Entsprechend einer noch weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung sind die zwei Paare von Elektroden so ausgestaltet, um beide Fußsohlen der der Untersuchung unterliegenden Person zu berühren.

[0024] Entsprechend einer noch weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung sind die zwei Paare von Elektroden so ausgestaltet, um eine Wade der der Untersuchung unterliegenden Person zu berühren.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN:

[0025] Die vorliegende Erfindung wird nunmehr in näheren Einzelheiten unter Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen beschrieben, in welchen:

[0026] [Fig. 1](#) ist eine Ansicht zur Veranschaulichung einer elektrischen Ersatzschaltung bzw. -schaltkreis einer Zelle in einem Gewebe eines menschlichen Körpers;

[0027] [Fig. 2](#) ist eine graphische Darstellung eines geometrischen Orts bzw. Ortskurve einer bioelektri-

schen Vektorimpedanz bzw. eines bioelektrischen komplexen Widerstands eines menschlichen Körpers zur Erläuterung einer bioelektrischen Impedanzmessung, die bei der vorliegenden Erfindung verwendet wird;

[0028] [Fig. 3](#) ist eine graphische Darstellung zur Veranschaulichung einer Beziehung zwischen einem Punkt einer charakteristischen Frequenz und Punkten von Null- und Unendlich-Frequenzen;

[0029] [Fig. 4\(a\)](#) und [Fig. 4\(b\)](#) sind ein Modell zur Veranschaulichung einer Änderung in der Schwellung in einem menschlichen Körper;

[0030] [Fig. 5](#) ist ein äußerer Überblick zur Veranschaulichung einer Vorrichtung zum Bestimmen eines Ermüdungsgrades eines menschlichen Körpers entsprechend einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung;

[0031] [Fig. 6](#) ist ein Blockschaltbild zur Veranschaulichung von Hauptkomponenten der Vorrichtung zum Bestimmen des Ermüdungsgrades nach [Fig. 5](#);

[0032] [Fig. 7](#) ist eine vergrößerte Ansicht zur Veranschaulichung einer Messinstrument-Display- bzw. -Anzeigeeinheit der Vorrichtung zum Bestimmen des Ermüdungsgrades nach [Fig. 5](#);

[0033] [Fig. 8](#) ist eine Vorderansicht zur Veranschaulichung einer Controller-Box der Vorrichtung zum Bestimmen des Ermüdungsgrades nach [Fig. 5](#);

[0034] [Fig. 9](#) ist eine vergrößerte Ansicht zur Veranschaulichung der Hauptelemente einer LCD-Display- bzw. -Anzeigeeinheit der Vorrichtung zum Bestimmen des Ermüdungsgrades nach [Fig. 5](#);

[0035] [Fig. 10](#) ist ein Flussdiagramm zur Veranschaulichung der Messschritte bei der Vorrichtung zum Bestimmen des Ermüdungsgrades nach [Fig. 5](#);

[0036] [Fig. 11\(a\)](#), [Fig. 11\(b\)](#) und [Fig. 11\(c\)](#) sind jeweils eine Ansicht zur Veranschaulichung der LCD-Anzeigeeinheit, an welcher beispielsweise verschiedene Typen von Daten angezeigt werden;

[0037] [Fig. 12](#) ist ein Überblick zur Veranschaulichung einer anderen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung; und

[0038] [Fig. 13](#) ist ein Flussdiagramm zur Veranschaulichung der Messschritte gemäß der weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung.

BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORMEN:

[0039] Zuerst wird das Prinzip der vorliegenden Er-

findung beschrieben. Entsprechend der vorliegenden Erfindung wird eine bioelektrische Impedanz gemessen, um einen Grad einer Schwellung zu detektieren bzw. festzustellen, welche von der Änderung in der Verteilung von Körperwasser in einem Körper einer Person in Reaktion auf ihre Aktivität bzw. Tätigkeit an jedem Tag herrührt. Sodann werden ein Grad der Schwellung zu jenem Zeitpunkt und die Tendenz der Schwellung über eine längere Zeitperiode untersucht, so dass dementsprechend ein Ermüdungsgrad des Körpers bestimmt wird. Wegen dem Unterschied in der Schwellung, der für jede der Personen inhärent vorhanden ist, wie bereits beschrieben, ist es nicht möglich, den Grad der Schwellung einfach durch Vergleichen mit einem festen Referenz- bzw. Bezugswert zu bestimmen. Es wird daher bevorzugt, dass der Normal- bzw. Standardpegel bzw. -niveau für die Schwellung der Person gemessen und als die Referenz im Voraus gespeichert wird. Sodann werden auf der Grundlage eines derartigen Normalniveaus der Grad der Schwellung zu jenem Zeitpunkt und die Tendenz der Schwellung über eine längere Zeitperiode bestimmt.

[0040] Weil die körperliche Belastung und die Arbeit der Person, was die Lebensaktivität sind, nachdem die Person aufsteht, einer der Gründe für die Schwellung sind, kann die aus einer derartigen Lebensaktivität resultierende Ermüdung mit dem Grad der Schwellung korreliert werden. Daher kann der zuvor abgeleitete Grad der Schwellung zum Bestimmen des Ermüdungsgrades verwendet werden, welcher sodann angezeigt wird.

[0041] Entsprechend der vorliegenden Erfindung wird der Grad der Schwellung, die bei einer Person in dem täglichen Leben periodisch auftritt, detektiert, und er wird mit dem Referenzwert für die Person verglichen. Der Referenzwert wird von den Messdaten über ein bestimmtes Zeitintervall wegen der Fluktuation bzw. Schwankung im Grad der Schwellung abgeleitet, die bei der Person inhärent vorhanden ist. Sodann kann der Grad der Schwellung der Person objektiv bestimmt werden.

[0042] Zusätzlich können auf der Grundlage der Messungen über ein bestimmtes Intervall der Zustand bzw. Kondition des Körpers und die Anhäufung von Ermüdung während jenes Zeitintervalls bis zu einem gewissen Grade objektiv geschätzt werden. Nunmehr wird ein Beispielsfall in Betracht gezogen, in dem die Messung der Schwellung zu dem Zeitpunkt, zu dem eine Person an dem Morgen aufsteht, und zu dem Zeitpunkt, zu dem sie zu Bett geht, oder in einem bestimmten zeitlichen Fall bzw. Zeitpunkt in der Nacht über ein bestimmtes Zeitintervall ausgeführt wird. Im Anschluss daran wird eine Änderung im Grad der Schwellung hierfür untersucht. Wie zuvor beschrieben, wird die Schwellung normalerweise bis zu dem Zeitpunkt zurückgestellt, zu dem die Person

am nächsten Morgen aufsteht. Jedoch kann es vorkommen, dass die Schwellung nicht vollständig zurückgestellt worden ist, sondern sich deren Grad jedes Mal graduell bzw. allmählich anhäuft, wenn die Messung zu dem Zeitpunkt, zu dem eine Person aufsteht oder sie zu Bett geht, oder in einem bestimmten zeitlichen Fall bzw. Zeitpunkt in der Nacht ausgeführt wird. In einem derartigen Falle wird in Betracht gezogen, dass die Schwellung innerhalb des Lebenszyklusses eines Tages nicht zurückgestellt wird, sondern dass sie sich allmählich anhäuft. Mit anderen Worten, die Ermüdung, die innerhalb des Lebenszyklusses eines Tages nicht zurückgestellt wird, hat sich angehäuft.

[0043] Nunmehr wird das Verfahren zum Messen einer bioelektrischen Impedanz, die bei der vorliegenden Erfindung verwendet wird, beschrieben. Zuerst wird auf ein bioelektrisches Mehrfrequenz-Impedanzmessverfahren Bezug genommen, welches eine Mehr- bzw. Vielzahl von Frequenzen verwendet. Entsprechend einem derartigen Messverfahren können nicht nur die bioelektrische Impedanz, sondern ebenfalls eine Menge von Körperwasser, eine Menge von intrazellulärem und extrazellulärem Wasser in dem Gesamtkörper ebenso wie eine Menge von Wasser, intrazellulärem und extrazellulärem Wasser in einem gemessenen Teil des Körpers auf der Grundlage von verschiedenen Parametern des lebenden Körpers, Intrazellular- und Extrazellularwasser-Widerstand ebenso wie Zellmembrankapazität abgeleitet werden.

[0044] Eine elektrische Impedanz eines lebenden Körpers wird in typischer Weise durch eine Ersatzschaltung mit konzentrierter Konstante dargestellt, wobei die Ersatzschaltung einen Extrazellularwasser-Widerstand R_e , einen Intrazellularwasser-Widerstand R_i und eine Zellmembrankapazität C_m aufweist, wie in [Fig. 1](#) gezeigt. Praktisch werden mehrere bzw. Plural-Zellen, welche den lebenden Körper aufbauen, jeweils durch individuelle bzw. einzelne Schaltungen mit unterschiedlichen Konstanten aufgrund ihrer verschiedenen Gestalten bzw. Formen und Charakteristika dargestellt. Infolgedessen weist, in dem lebenden Körper als eine Aggregation bzw. Anhäufung derartiger Zellen, seine Vektorimpedanz-Ortskurve nicht einen Halbkreis auf bei Varianz mit dem Falle des Messens der Ersatzschaltung mit konzentrierter Konstante, sondern weist einen Kreisbogen auf, der in dem Cole-Cole-Modell gegeben ist.

[0045] Infolgedessen wird die elektrische Impedanz des lebenden Körpers im allgemeinen durch eine in [Fig. 2](#) gezeigte kreisbogenartige Ortskurve dargestellt. In [Fig. 2](#) stellt die x-Achse eine Widerstandskomponente der Impedanz dar, während die y-Achse eine Reaktanzkomponente der Impedanz darstellt. Da die Reaktanzkomponente der bioelektrischen Impedanz einen negativen Wert aufgrund ihrer kapaziti-

ven Eigenschaft aufweist, wird die Vektorortskurve der bioelektrischen Impedanz an der Unterseite der reellen Achse dargestellt, wie in [Fig. 2](#) gezeigt.

[0046] Unter Bezugnahme auf [Fig. 3](#) wird erläutert, dass R_0 bzw. R_{inf} bzw. Z_c einen Widerstand bei Frequenz 0 bzw. einen Widerstand bei unendlicher Frequenz bzw. einen bioelektrischen Impedanzwert bei Frequenz F_c angibt. Was R_0 und R_{inf} anbelangt, so weisen sie jeweils nur eine Widerstandskomponente auf, weil ihr Reaktanzwert Null ist. Bei der Frequenz F_c erreicht ein Absolutwert der Reaktanzkomponente sein Maximum, und Z_c ist ein bioelektrischer Impedanzwert bei dieser Frequenz. Wie hierin verwendet, wird die Frequenz, bei der der Absolutwert der Reaktanzkomponente sein Maximum erreicht, als eine charakteristische Frequenz bezeichnet. Jede Körperzusammensetzung, z.B. ein Körperwasser, ein intrazelluläres Wasser, ein extrazelluläres Wasser, eine fettfreie Masse oder ein Verhältnis von intrazellulärem zu extrazellulärem Wasser, wird von den obigen Werten oder annähernden Werten hiervon abgeleitet.

[0047] Die Schwellung wird als der Zustand angesehen, in dem zuviel interstitielles Fluid bzw. Flüssigkeit (oder Körperwasser zwischen der Zelltextur bzw. -struktur außerhalb des Blutgefäßes) in einem spezifischen Bereich gesammelt ist. Alternativ kann gesagt werden, dass zu viel extrazelluläres Wasser im Hinblick auf die Tatsache gesammelt ist, dass das interstitielle Fluid eine Komponente des extrazellulären Wassers ist. Zu der gleichen Zeit kann ebenfalls gesagt werden, dass das Körperwasser im Hinblick auf die Tatsache erhöht ist, dass das extrazelluläre Wasser eine Komponente des Körperwassers ist. Wie zuvor beschrieben, wird jedoch die Schwellung, die in dem täglichen Leben periodisch aufgetreten ist, hauptsächlich durch die Wirkung der Schwerkraft verursacht, und daher tritt die Schwellung hauptsächlich in einem Bereich angrenzend bzw. benachbart zu den extremen Teilen der Extremitäten bzw. Gliedmaßen auf, die von dem Herz weit weg sind. Dementsprechend kann eine Zunahme in der Menge des interstitiellen Fluids oder des extrazellulären Wassers oder des Körperwassers nur in dem Teil des Körpers erzeugt werden, in dem die Schwellung auftritt.

[0048] Es wird nunmehr auf ein bioelektrisches Impedanzmessverfahren mit nur einer Frequenz unter Verwendung eines Wechselstrom-Messstroms mit einer Frequenz Bezug genommen. Entsprechend einem derartigen bioelektrischen Impedanzmessverfahren mit einer Frequenz kann der gemessene Wert der bioelektrischen Impedanz in der selben Art und Weise wie oben verwendet werden, um eine Menge von Körperwasser zwischen den gemessenen Teilen des Körpers zu schätzen. Eine Änderung in der Menge des Körperwassers hängt im wesentlichen von einer Änderung in der Menge des extrazellulären Wassers ab. Daher ist ein Erfassen der Änderung in der

Menge des Körperwassers zu dem Erfassen der Änderung in der Menge des extrazellulären Wassers äquivalent. Wie bereits beschrieben, tritt die Änderung in der Menge des interstitiellen Fluids als die Änderung in der Menge des extrazellulären Wassers auf. Folglich ist es möglich, den Verlauf der Änderung im Grad der Schwellung auch mit dem bioelektrischen Impedanzmessverfahren mit einer Frequenz zu erhalten. Das Verfahren zum Schätzen einer Menge von Körperwasser unter Verwendung eines Wechselstroms mit nur einer Frequenz ist bereits in der Technik bekannt, und daher wird eine weitere Beschreibung eines derartigen Verfahrens hier weggelassen.

[0049] Nunmehr wird für die Zwecke der Erläuterung eine Menge von interstitiellem Fluid in einem bestimmten Teil des lebenden Körpers, bevor die Schwellung auftritt, durch "W1" dargestellt. Das interstitielle Fluid, bevor die Schwellung auftritt, wird in der Form eines Zylinders mit der Länge "L" und der Querschnittsfläche "S1" dargestellt, wie in [Fig. 4\(a\)](#) gezeigt. Weiterhin wird der spezifische elektrische Widerstand des interstitiellen Fluids durch "p" dargestellt. Folglich wird der Widerstand R1 zwischen beiden Enden des interstitiellen Fluids durch die folgende Formel ausgedrückt:

$$R1 = \rho \cdot L / S1$$

[0050] Es wird sodann angenommen, dass die Menge des interstitiellen Fluids aufgrund des Auftretens der Schwellung zu "W2" geändert wird. Zu diesem Zeitpunkt wird der Umriss des Zylinders des interstitiellen Fluids so geändert, dass nur die Querschnittsfläche von "S1" zu "S2" geändert wird, jedoch die Länge "L" konstant gehalten wird, wie in [Fig. 4\(b\)](#) gezeigt. Folglich wird der Widerstand R2 zwischen beiden Enden des interstitiellen Fluids durch die folgende Formel ausgedrückt:

$$R2 = \rho \cdot L / S2$$

[0051] Wegen der konstanten Länge "L" des Zylinders weist die Menge des interstitiellen Fluids eine proportionale Beziehung zu der Querschnittsfläche des Zylinders auf. Daher werden "W1" und "W2" unter Verwendung von "R1" und "R2" in der folgenden Art und Weise ausgedrückt:

$$W1 = k / R1 \quad (1)$$

$$W2 = k / R2 \quad (2),$$

worin "k" eine Konstante ist. Folglich wird eine Änderung in der Menge des interstitiellen Fluids ΔW durch die folgende Formel ausgedrückt:

$$\Delta W = W2 - W1$$

[0052] Eine Substitution der Formeln (1) und (2) erzeugt die folgende Formel:

$$\Delta W = k/R_2 - k/R_1$$

$$= k \cdot (R_1 - R_2) / (R_2 \cdot R_1)$$

[0053] Folglich kann die Änderung in der Menge des interstitiellen Fluids von der Messung des Widerstands des interstitiellen Fluids abgeleitet werden. Zusätzlich kann, weil die Änderung in der Menge des interstitiellen Fluids mit der Änderung in der Menge des extrazellulären Wassers und des Körperwassers in dem gemessenen Teil des Körpers korreliert ist, wie zuvor beschrieben, die Änderung in der Menge des interstitiellen Fluids von der Messung des Widerstands des interstitiellen Fluids und der bioelektrischen Impedanz abgeleitet werden.

[0054] Auf diese Art und Weise wird die Änderung in der Menge des interstitiellen Fluids abgeleitet. Jedoch gibt dies einfach die quantitative Änderung des interstitiellen Fluids an, gibt jedoch nicht den Grad der Schwellung an, welche hierdurch verursacht worden ist. Die Beziehung zwischen der Menge des interstitiellen Fluids und dem Grad der Schwellung variiert für jede der Personen, und kann aufgrund von unterschiedlicher körperlicher Eigenschaft, unterschiedlicher körperlicher Konstitution, unterschiedlicher Aktivität in dem täglichen Leben und dergleichen nicht gleichmäßig bestimmt werden.

[0055] Daher werden entsprechend der vorliegenden Erfindung persönliche Daten für eine Person durch die Messung unter normalen Lebensumständen für die Person über ein bestimmtes Zeitintervall im Voraus abgeleitet, und auf der Grundlage der persönlichen Daten wird ein Referenzwert für die Person abgeleitet. Sodann werden eine Änderung in der Menge des gemessenen interstitiellen Fluids oder hiervon abgeleitete, resultierende Daten mit dem Referenzwert für die Person verglichen, um den Grad der Schwellung zu bestimmen. Auf diese Art und Weise können die durchschnittlichen bzw. mittleren Daten für die Person für die Referenz verwendet werden, um den Grad der Schwellung, den Grad der Ermüdung und den Körperzustand für die Person genau zu bestimmen.

[0056] [Fig. 5](#) ist ein schematischer Überblick zur Veranschaulichung einer Vorrichtung zum Bestimmen eines Ermüdungsgrades für einen menschlichen Körper entsprechend einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung. [Fig. 6](#) ist ein Blockschaltbild zur Veranschaulichung sämtlicher wesentlichen Komponenten innerhalb der Vorrichtung nach [Fig. 5](#). Die Vorrichtung zum Bestimmen des Ermüdungsgrades für den menschlichen Körper entsprechend dieser Ausführungsform weist zwei Haupteinheiten auf: eine Controller-Box bzw. Steuer- bzw. Schaltkasten **1** und ein Messinstrument **2**, wie in

[Fig. 5](#) gezeigt. Die wesentlichen Funktionen in der Controller-Box **1** und dem Messinstrument **2** werden unter Bezugnahme auf das Blockschaltbild nach [Fig. 6](#) beschrieben.

[0057] Die Controller-Box **1** weist einen Mikrocontroller **3** auf, der eine CPU, einen ROM, einen RAM, einen Timer bzw. Zeitgeber, einen E/A-Port bzw. -Tor und andere Funktionen enthält. Die Controller-Box **1** weist weiterhin eine LCD-Display-bzw. Anzeigeeinheit **4** zum Anzeigen von persönlichen Parametern, die durch eine der Untersuchung unterliegende Person eingestellt werden, resultierenden Daten der Messung, und eines Fortschritts bzw. Voranschreitens der Messschritte, und einen nichtflüchtigen Speicher **5** zum Speichern der Steuer- bzw. Regelparameter der Messung und der persönlichen Parameter auf. Die Controller-Box **1** weist zusätzlich einen Tastschalter **6** zum Eingeben der persönlichen Parameter, und zum Wählen der in dem nichtflüchtigen Speicher **5** gespeicherten, persönlichen Parameter, und ein externes Eingabe/Ausgabe-Interface bzw. -Schnittstelle **7** zur Kommunikation mit dem externen Teil auf. Darüber hinaus ist eine Summerschaltung **8** unter der Steuerung des Mikrocontrollers **3** in der Controller-Box **1** enthalten.

[0058] Das Messinstrument **2** weist einen Mikrocontroller **10**, der eine CPU, einen ROM, einen RAM, einen Timer bzw. Zeitgeber, einen E/A-Port bzw. -Tor und andere Funktionen enthält, und eine Anzeigeeinheit **11** zum Anzeigen des Voranschreitens der Messschritte und dergleichen auf. Das Messinstrument **2** weist weiterhin einen nichtflüchtigen Speicher **12** zum Speichern der Parameter, die für das bei der Messung verwendete Messinstrument inhärent sind, und eine Filterschaltung **13** zum Formen des Ausgangssignals von dem Mikrocontroller **10** in ein auf den menschlichen Körper aufgebrachtes Signal auf. Außerdem ist in dem Messinstrument **2** eine Wechselstrom-Ausgangsschaltung **14** zum Zuführen des Ausgangssignals von der Filterschaltung **13** zu einer der Untersuchung unterliegenden Person enthalten. Ein Referenzwiderstand **15** ist mit dem einen der Ausgangsanschlüsse der Wechselstrom-Ausgangsschaltung **14** zum Detektieren bzw. Feststellen des Stroms zu der der Untersuchung unterliegenden Person verbunden. Eine Messstrom-Zuführelektrode **16** ist durch den Referenzwiderstand **15** verbunden und eine andere Messstrom-Zuführelektrode **17** ist mit dem anderen Ausgangsanschluss der Wechselstrom-Ausgangsschaltung **14** verbunden. Ein Differenzialverstärker **18** ist zum Detektieren bzw. Feststellen der Spannungsdifferenz zwischen beiden Anschlüssen des Referenzwiderstands **15** enthalten. Spannungsmesselektroden **19** und **20** sind zum Detektieren bzw. Feststellen eines elektrischen Potentials zwischen zwei Punkten bzw. Stellen an der der Untersuchung unterliegenden Person vorgesehen. Ein Differenzialverstärker **21** ist mit den Spannungs-

messelektroden **19** und **20** zum Detektieren bzw. Feststellen des elektrischen Potentials zwischen diesen verbunden. Ein Gewichtssensor **22** ist zum Detektieren bzw. Feststellen des Körpergewichts der der Untersuchung unterliegenden Person vorgesehen, und der Gewichtssensor **22** ist mit einem Verstärker **23** zum Verstärken eines Signals von dem Gewichtssensor **22** verbunden. Eine Schalteinheit **24** wird unter der Steuerung des Mikrocontrollers **10** betätigt, um einen der Ausgänge von den Differentialverstärkern **18**, **21** und des Verstärkers **23** selektiv zu verbinden. Der Ausgang der Schalteinheit **24** ist mit einem A/D-Wandler **25** zum Umwandeln eines analogen Signals von der Schalteinheit **24** in ein digitales Signal verbunden, welches sodann zu dem Mikrocontroller **10** zugeführt wird. Eine Batterie bzw. Akkumulator **26** ist in dem Messinstrument **2** enthalten und ist mit einer Energie- bzw. Stromversorgungsschaltung **27** verbunden. Die Stromversorgungsschaltung **27** wird unter der Steuerung des Mikrocontrollers **3** der Controller-Box **1** und des Mikrocontrollers **10** des Messinstruments **2** betätigt, um einen elektrischen Strom zu den wie oben beschriebenen Komponenten innerhalb der Controller-Box **1** und des Messinstruments **2** zuzuführen.

[0059] Die Controller-Box **1** und das Messinstrument **2** sind miteinander durch ein Verbindungskabel **28** verbunden. Das Verbindungskabel **28** besteht aus einer Mehr- bzw. Vielzahl von Signalleitungen **29** für eine Kommunikation und einer Mehr- bzw. Vielzahl von Stromleitungen **30** zum Zuführen elektrischen Stroms zwischen der Controller-Box **1** und dem Messinstrument **2**.

[0060] Die Signalleitungen **29** werden zum Zuführen von Steuersignalen von dem Mikrocontroller **3** zu dem Mikrocontroller **10** und der Stromversorgungsschaltung **27** verwendet, um die Operation und die Stromversorgung des Messinstruments **2** zu steuern. Zusätzlich senden die Signalleitungen **29** das in dem Messinstrument **2** erzeugte Messergebnis zu dem Mikrocontroller **3**.

[0061] Es wird nunmehr das Messinstrument **2** in Einzelheiten beschrieben. [Fig. 7](#) ist eine Ansicht zur Veranschaulichung der Displayeinheit **11** des Messinstruments **2** in [Fig. 5](#) in näheren Einzelheiten. Wie in [Fig. 7](#) gezeigt, weist die Displayeinheit **11** des Messinstruments **2** eine erste LED **31**, eine zweite LED **32** und eine dritte LED **33** auf, welche jeweils auf EIN geschaltet werden, um das Voranschreiten des Messprozesses anzuzeigen.

[0062] Die erste LED **31** wird nach Beendigung der anfänglichen Einstellung des Messinstruments **2** auf EIN geschaltet, um anzuzeigen, dass die Messung begonnen werden kann. Die erste LED **31** wird auf AUS geschaltet, nachdem die Messung begonnen hat. Die zweite LED **32** wird auf EIN geschaltet, so-

bald als die Messung begonnen hat, und wird während der Zeit auf EIN gehalten, zu der die Messung vorbei ist und die arithmetische Operation für das Messergebnis durchgeführt wird. Die zweite LED **32** wird unmittelbar bevor das arithmetische Ergebnis an der Controller-Box **1** angezeigt wird, auf AUS geschaltet. Die dritte LED **33** wird auf EIN geschaltet, nachdem die zweite LED **32** auf AUS geschaltet ist, um anzuzeigen, dass die Messung und die arithmetische Operation beendet worden sind. Die dritte LED **33** wird nach einer feststehenden Zeitperiode auf AUS geschaltet.

[0063] Als nächstes wird die Controller-Box **1** in näheren Einzelheiten beschrieben. [Fig. 8](#) und [Fig. 9](#) zeigen einen Operations- und Displayabschnitt der Controller-Box **1**. Wie in [Fig. 8](#) gezeigt, weist die Controller-Box **1** eine LCD-Display- bzw. -Anzeigeeinheit **4** zum Anzeigen des Messergebnisses und der vorhergehenden Messdaten, und Speichertasten **41**, **42**, **43** und **44** zum Einstellen der persönlichen Daten und zum Abfragen und Korrigieren der Daten auf. Die Controller-Box **1** weist weiterhin eine Gewichtsmesstaste **45** zum Ausführen der Gewichtsmessung eher als die Messung des Grades der Schwellung, und eine Graphikdisplaytaste **46** zum EIN- und AUS-schalten der Anzeige der früheren persönlichen Daten auf. Zusätzlich sind eine Graphwahltaste **47** zum Schalten zwischen drei Typen von Graphen, die in der vorliegenden Vorrichtung erzeugt werden, und eine Datenwahltaste **48** zum Wählen der numerischen Daten in dem Graph, der für deren Darstellung angezeigt wird, in der Controller-Box **1** vorgesehen. [Fig. 9](#) ist eine vergrößerte Ansicht zur Veranschaulichung der Hauptelemente der LCD-Displayeinheit **4**.

[0064] Es wird nunmehr die Prozedur bzw. das Verfahren der Messoperationen, des Retrievals bzw. Abrufs der graphischen Funktionen, des Einstellens der persönlichen Daten als die Referenz, und der Berechnung des Grades der Schwellung im folgenden beschrieben. Als erstes wird die Prozedur der Messoperationen in einem normalen Messprozess unter Bezugnahme auf ein Flussdiagramm nach [Fig. 10](#) beschrieben. Es wird hier angenommen, dass sämtliche persönliche Daten, welche die persönliche Referenz darstellen, die für die arithmetische Operation erforderlich ist, eingestellt worden sind. Obwohl die detaillierte Beschreibung später gebracht wird, genügt es hier, darauf hinzuweisen, dass die persönlichen Daten eingestellt werden durch einen Mittelwert "Zam" für bioelektrische Impedanz, wie an jedem Morgen über ein bestimmtes Zeitintervall gemessen, und eine mittlere Zeit "Tam" für zeitliche Fälle bzw. Zeitpunkte der Messung, zu denen die Messungen durchgeführt werden; ebenso wie durch einen Mittelwert "Zpm" für bioelektrische Impedanz, wie an jedem Abend oder in jeder Nacht über das gleiche Intervall gemessen, und durch eine mittlere Zeit "Tpm"

für die zeitlichen Fälle bzw. Zeitpunkte der Messung, zu denen die Messungen durchgeführt werden.

[0065] Anfänglich tritt bei Drücken einer der Speichertasten **41**, **42**, **43**, **44** und der Gewichtsmesstaste **45** tritt die Prozedur in einen Operationsmodus aus einem Wartemodus ein. Als erstes wird ein Check bzw. Überprüfung durchgeführt, um zu sehen, ob die gedrückte Taste die Gewichtsmesstaste **45** ist oder nicht (Schritt S1). Wenn das so ist, wird die Vorrichtung als der Gewichtsmesser betrieben, und nach Beendigung der inneren, anfänglichen Einstellung, wird die erste LED **31** der Displayeinheit **11** an dem Messinstrument auf EIN geschaltet, um anzuzeigen, dass die Messung begonnen werden kann (Schritt S2). Wenn die der Untersuchung unterliegende Person auf das Messinstrument **2** steigt, wird die erste LED **31** auf AUS geschaltet, jedoch wird die zweite LED **32** auf EIN geschaltet, um anzuzeigen, dass die Messung nunmehr durchgeführt wird. Wenn der Gewichtssensor **22** das Körpergewicht detektiert, wird das Signal zu dem Verstärker **23** zugeführt und durch diesen verstärkt, wobei dessen Ausgangssignal sodann zu der Schalteinheit **24** zugeführt wird. Sodann wird das Signal zu einem A/D-Wandler **25** zugeführt, welcher es in das digitale Signal umwandelt, welches Signal zu dem Mikrocontroller **10** zugeführt wird. Sodann führt der Mikrocontroller **10** die arithmetische Operation durch, um den Gewichtswert zu erzeugen (Schritt S3). Nach Beendigung der Messung wird die zweite LED **32** auf AUS geschaltet, jedoch wird die dritte LED **33** auf EIN geschaltet, um anzuzeigen, dass die Messung beendet worden ist. Zu derselben Zeit wird das Messergebnis an der LCD-Displayeinheit **4** angezeigt (Schritt S4), und nach Abwarten einer feststehenden Zeitperiode (Schritt S5), wird die dritte LED **33** auf AUS geschaltet. Sodann werden die Messdaten an der LCD-Displayeinheit **4** gelöscht und die Prozedur tritt in einen Wartemodus ein (Schritt S6).

[0066] Wenn die gedrückte Taste nicht die Gewichtsmesstaste **45** im Schritt S1 ist, dann wird ein Check durchgeführt, um zu sehen, ob die gedrückte Taste eine der Speichertasten **41**, **42**, **43** und **44** ist (Schritt S7). Wenn keine der Speichertasten gedrückt ist, tritt die Prozedur nicht in einen Operationsmodus ein, sondern sie tritt in einen Wartemodus ein (Schritt S8).

[0067] Wenn eine der Speichertasten **41**, **42**, **43** und **44** gedrückt wird, hängt die anschließende Operation der Vorrichtung von dem zeitlichen Fall bzw. Zeitpunkt ab, wann die Taste gedrückt wird. Die Operation der Vorrichtung wird im nachfolgenden für zwei Fälle beschrieben: einer ist der, dass die Taste am Morgen gedrückt wird, und der andere ist der, dass die Taste am Abend gedrückt wird.

1. Messoperation am Morgen:

[0068] Wenn eine der Speichertasten **41**, **42**, **43** und **44** im Schritt S7 gedrückt wird, werden die Daten, die der Tastennummer der gedrückten Speichertaste entsprechen, aus dem nichtflüchtigen Speicher **5** gelesen (Schritt S9). Zusätzlich werden die Zeitdaten, wann die Taste gedrückt wird, aus dem Zeitgeber in dem Mikrocontroller **3** gelesen (Schritt S10). Die Zeitdaten aus dem Zeitgeber werden mit einer Messzeitreferenz verglichen, um zu bestimmen, ob die Messung am Morgen, am Abend oder in der Nacht auszuführen ist. Im Schritt S11 wird ein Check durchgeführt, um zu sehen, ob es die Messung am Morgen ist oder nicht. Sodann werden der Gewichtswert, wie an dem Morgen das letzte Mal gemessen, und die Speichertastennummer angezeigt, und die vorhergehenden Daten des Grades der Schwellung an dem Morgen, wie aus den vorhergehenden Daten an dem Morgen, die in dem nichtflüchtigen Speicher **5** gespeichert sind, berechnet, werden graphisch angezeigt (Schritt S12). Im Anschluss daran wird die Messvorrichtung initialisiert (Schritt S13). Nachdem die Initialisierung beendet ist und die Messoperation bereit ist, wird die erste LED **31** auf EIN geschaltet, um anzuzeigen, dass die Messung begonnen werden kann. Wenn die der Untersuchung unterliegende Person auf das Messinstrument **2** steigt, wird die erste LED **31** auf AUS geschaltet, jedoch wird die zweite LED **32** auf EIN geschaltet, um anzuzeigen, dass die Messung nunmehr durchgeführt wird. Wenn der Gewichtssensor **22** das Körpergewicht der Person detektiert, wird das Signal zu dem Verstärker **23** zugeführt und durch diesen verstärkt, wobei dessen Ausgangssignal sodann zu der Schalteinheit **24** zugeführt wird. Sodann wird das Signal zu dem A/D-Wandler **25** zugeführt, welcher es in das digitale Signal umwandelt, welches Signal zu dem Mikrocontroller **10** zugeführt wird. Sodann führt der Mikrocontroller **10** die arithmetische Operation durch, um den Gewichtswert zu erzeugen (Schritt S14). Dieser Gewichtswert wird sodann an der LCD-Displayeinheit **4** angezeigt (Schritt S15). Als nächstes wird die Messung der bioelektrischen Impedanz durchgeführt (Schritt S16). Die arithmetische Operation wird unter Verwendung der persönlichen Daten als die Referenz ausgeführt. Die Messung der bioelektrischen Impedanz wird später beschrieben. Nach Beendigung einer Sequenz bzw. Folge von Messschritten wird die zweite LED **32** auf AUS geschaltet, jedoch wird die dritte LED **33** auf EIN geschaltet um anzuzeigen, dass die Messung beendet worden ist. In diesem Augenblick wird erneut ein Check durchgeführt, um zu sehen, ob es die Messung an dem Morgen ist oder nicht (Schritt S17). Wenn es so ist, wird die arithmetische Operation ausgeführt, um den Grad der Schwellung an dem Morgen zu berechnen (Schritt S18). Der folglich berechnete Grad der Schwellung an dem Morgen wird an einem numerischen Displaybereich der LCD-Displayeinheit **4** zusammen mit dem

zuletzt abgeleiteten Grad der Schwellung an dem Morgen angezeigt und in dem nichtflüchtigen Speicher **5** gespeichert (Schritt S19). Sodann wird der Graph, wie unter Verwendung der Daten zu jenem Zeitpunkt aktualisiert, an einem graphischen Bereich der LCD-Displayeinheit **4** angezeigt (Schritt S20), und das Messergebnis zu jenem Zeitpunkt und die entsprechende Messzeit werden in dem nichtflüchtigen Speicher **5** gespeichert (Schritt S21). Wenn erforderlich, wird das Messergebnis durch das externe Eingabe/Ausgabe-Interface **7** ausgegeben (Schritt S22), und nach Abwarten einer feststehenden Zeitperiode, wird die dritte LED **33** auf AUS geschaltet und die Daten an der LCD-Displayeinheit **4** werden gelöscht (Schritt S23). Sodann tritt die Prozedur in einen Wartemodus ein (Schritt S24).

2. Messoperation an dem Abend oder in der Nacht:

[0069] Wenn eine der Speichertasten **41**, **42**, **43** und **44** im Schritt S7 gedrückt wird, werden die Daten entsprechend der Tastennummer der gedrückten Speichertaste aus dem nichtflüchtigen Speicher **5** gelesen (Schritt S9). Zusätzlich werden die Zeitdaten, wenn die Taste gedrückt wird, aus dem Zeitgeber in dem Mikrocontroller **3** gelesen (Schritt S10). Die Zeitdaten aus dem Zeitgeber werden mit der Messzeitreferenz verglichen, um zu bestimmen, ob die Messung an dem Morgen und an dem Abend oder in der Nacht auszuführen ist. Im Schritt S11 wird ein Check durchgeführt, um zu bestimmen, dass die Messung an dem Abend oder in der Nacht auszuführen ist. Sodann werden der Gewichtswert, wie das letzte Mal an dem Abend oder in der Nacht gemessen, und die entsprechende Speichertastennummer angezeigt. Zusätzlich wird der Grad der Schwellung an einem Tag, wie aus den vorhergehenden, in dem nichtflüchtigen Speicher **5** gespeicherten Daten an dem Morgen und an dem Abend oder in der Nacht berechnet, graphisch angezeigt (Schritt S25). Daraufhin wird die Messvorrichtung initialisiert (Schritt S13). Nachdem die Initialisierung beendet ist und die Messoperation bereit ist, wird die erste LED **31** auf EIN geschaltet, um anzuzeigen, dass die Messung begonnen werden kann. Wenn die der Untersuchung unterliegende Person auf das Messinstrument **2** steigt, wird die erste LED **31** auf AUS geschaltet, jedoch wird die zweite LED **32** auf EIN geschaltet, um anzuzeigen, dass die Messung nunmehr durchgeführt wird. Wenn der Gewichtssensor **22** das Körpergewicht der Person detektiert, wird das Signal zu dem Verstärker **23** zugeführt und durch diesen verstärkt, wobei dessen Ausgangssignal sodann zu der Schalteinheit **24** zugeführt wird. Sodann wird das Signal zu dem A/D-Wandler **25** zugeführt, welcher es in das digitale Signal umwandelt, welches Signal zu dem Mikrocontroller **10** zugeführt wird. Sodann führt der Mikrocontroller **10** die arithmetische Operation durch, um den Gewichtswert zu erzeugen (Schritt S14). Dieser Gewichtswert wird sodann an der LCD-Displayeinheit **4**

angezeigt (Schritt S15). Als nächstes wird die Messung der bioelektrischen Impedanz durchgeführt (Schritt S16). Die arithmetische Operation wird unter Verwendung der persönlichen Daten als die Referenz ausgeführt. Nach Beendigung einer Sequenz bzw. Folge von Messschritten wird die zweite LED **32** auf AUS geschaltet, jedoch wird die dritte LED **33** auf EIN geschaltet, um anzuzeigen, dass die Messung beendet worden ist. In diesem Augenblick wird erneut ein Check durchgeführt, um zu sehen, ob es die Messung an dem Morgen ist oder nicht (Schritt S17). Wegen der Messung an dem Abend oder in der Nacht zu diesem Zeitpunkt, wird die arithmetische Operation ausgeführt, um den Grad der Schwellung an einem Tag zu berechnen (Schritt S26). Sodann werden der folglich berechnete Grad der Schwellung an einem Tag und der zuvor gemessene Grad der Schwellung an dem Morgen als das Messergebnis an dem numerischen Bereich der LCD-Displayeinheit **4** angezeigt (Schritt S27). Zusätzlich wird der Graph, wie unter Verwendung der momentanen Daten aktualisiert, an dem graphischen Bereich der LCD-Displayeinheit **4** angezeigt (Schritt S28), und das momentan erhaltene Messergebnis und die entsprechende Messzeit werden in dem nichtflüchtigen Speicher **5** gespeichert (Schritt S21). Wenn erforderlich, wird das Messergebnis durch das externe Eingabe/Ausgabe-Interface **7** ausgegeben (Schritt S22), und nach Abwarten einer feststehenden Zeitperiode, wird die dritte LED **33** auf AUS geschaltet und die Daten an der LCD-Displayeinheit **4** werden gelöscht (Schritt S23). Sodann tritt die Prozedur in einen Wartemodus ein (Schritt S24).

[0070] Es wird nunmehr das bioelektrische Mehrfrequenz-Impedanzmessverfahren unter Verwendung eines Wechselstroms mit einer Mehrzahl von Frequenzen beschrieben.

[0071] Die bioelektrische Mehrfrequenz-Impedanzmessung wird in einer solchen Art und Weise ausgeführt, dass die Messung "n"-mal bei der Frequenz F_i wiederholt wird, wobei "n" arbiträr bzw. willkürlich eingestellt werden kann und die Frequenz F_i bei "i" = 1 beginnt. Für die anfängliche Einstellung für die Messung bei der ersten Frequenz wird der Wert von "i" auf 1 eingestellt (Schritt S31). In Abhängigkeit von dem Wert von "i" wird die Frequenz F_i eingestellt (Schritt S32). Auf der Grundlage der Messsteuer- bzw. -regelparameter, die in dem ROM des Mikrocontrollers **3** vorbereitend gespeichert sind, oder derjenigen, die in dem RAM durch das externe Eingabe/Ausgabe-Interface **7** gespeichert sind, stellt der Mikrocontroller **10** die Frequenz des Ausgangssignals ein, welches sodann zu der Stromausgangsschaltung **14** zugeführt wird. Die Stromausgangsschaltung **14** besteht aus einer Konstantstromausgangsschaltung, welche den Stromwert einstellen kann. Daher wird der Ausgangsstrom in Abhängigkeit von den Messsteuerparametern eingestellt und so-

dann bei der der Untersuchung unterliegenden Person durch die Messstrom-Zuführelektroden **16** und **17** angewendet bzw. aufgebracht.

[0072] Sodann wird der bei der Person aufgebraachte elektrische Strom durch den Referenzwiderstand **15** detektiert und das detektierte Signal in analoger Form wird zu dem A/D-Wandler **25** zugeführt, welcher es in ein digitales Signal umwandelt, welches sodann in dem RAM des Mikrocontrollers **10** gespeichert wird. Zu der gleichen Zeit wird ein elektrisches Potential zwischen den an der Person angebrachten Messelektroden **19** und **20** für das elektrische Potential detektiert und zu der Differentialverstärkerschaltung **21** zugeführt. Die Differentialverstärkerschaltung **21** gibt das Potentialdifferenzsignal, welches die Differenz zwischen den hierzu zugeführten elektrischen Potentialsignalen ist, zu dem A/D-Wandler **25** aus. Der A/D-Wandler **25** wandelt ein derartiges Eingangssignal in analoger Form in das Signal in digitaler Form um, was bedeutet, dass die bioelektrische Impedanz gemessen worden ist (Schritt S33). Sodann wird das Messergebnis in dem RAM gespeichert (Schritt S34).

[0073] Nach Beendigung der Impedanzmessung bei der ersten Frequenz wird der Wert von "i" auf "i + 1" eingestellt (Schritt S35) und es wird ein Check durchgeführt, um zu sehen, ob die vorbestimmte Anzahl von Malen für die Messung erreicht ist (Schritt S36). Wenn der Wert von "i" die vorbestimmte Anzahl von Malen "n" überschreitet, geht die Impedanzmessung zu Ende, wenn jedoch nicht, kehrt die Prozedur zum Schritt S32 zurück, so dass die Impedanzmessung bei der nächsten Frequenz wiederholt wird.

[0074] Im Anschluss daran werden die Impedanzortskurve und die entsprechenden Parameter beruhend auf dem gemessenen Wert der bioelektrischen Impedanz berechnet. Aus den Gründen, wie zuvor beschrieben, ist die elektrische Impedanz des lebenden Körpers derart, dass ihre Vektorimpedanzortskurve nicht einen Halbkreis aufweist, sondern einen in dem Cole-Cole-Modell gegebenen Kreisbogen aufweist. Folglich wird die elektrische Impedanz des lebenden Körpers im allgemeinen durch eine kreisbogenartige Ortskurve dargestellt, die in [Fig. 2](#) gezeigt ist. Gemäß einer Annahme, dass die abgeleitete Vektorimpedanzortskurve ein Kreisbogen ist, befinden sich die bioelektrischen Impedanzwerte Z_1, Z_2, \dots, Z_n , die jeweils bei den Frequenzen "Fi" (i = 1 bis n) gemessen worden sind, an einem Kreisbogen eines bestimmten Kreises, wie in [Fig. 3](#) gezeigt. Hierin ist eine reelle Achse (Abszissenachse) bzw. eine imaginäre Achse (Ordinatenachse) der Vektorimpedanzebene als eine X-Achse bzw. eine Y-Achse bezeichnet. Daher wird von den Punkten "Zi" (i = 1 bis n) an der Koordinate die folgende Korrelationsfunktion abgeleitet:

$$(X - a)^2 + (Y - b)^2 = r^2,$$

worin "a" eine X-Koordinate des Zentrums des Kreises ist, "b" eine Y-Koordinate des Zentrums des Kreises ist, und "r" ein Radius des Kreises ist. Mit anderen Worten, diese Funktion ist eine approximierte Korrelationsfunktion zwischen "n" Punkten. Folglich wird die folgende Formel abgeleitet:

$$X = a \pm \sqrt{(r^2 - b^2)},$$

worin, da $R_o > R_{inf}$ ist,

$$R_o = a + \sqrt{(r^2 - b^2)}$$

$$R_{inf} = a - \sqrt{(r^2 - b^2)}.$$

[0075] Dementsprechend werden R_e und R_i der Ersatzschaltung nach [Fig. 1](#) wie folgt ausgedrückt:

$$R_e = R_o$$

$$R_i = R_o \cdot R_{inf} / (R_o - R_{inf}).$$

[0076] Der Impedanzvektor Z_c bei der charakteristischen Frequenz F_c ist als ein Punkt definiert, an dem die Reaktanz oder die imaginäre Achsenkomponente, d.h., der Absolutwert der Y-Achsenkomponente, den maximalen Wert erreicht. Daher werden die X-Koordinate als eine reelle Achsenkomponente und die Y-Koordinate als eine imaginäre Achsenkomponente des Impedanzvektors Z_c bestimmt als:

$$X = a,$$

$$Y = b - r$$

und hierdurch wird der Impedanzvektor Z_c dargestellt als:

$$Z_c = a + j(b - r).$$

[0077] Gemäß dem Cole-Cole-Modell, wie zuvor beschrieben, wird der Impedanzvektor bei einer Frequenz ω dargestellt als:

$$Z(\omega) = R_{inf} + (R_o - R_{inf}) / (1 + (j\omega\tau)^\beta),$$

worin $Z(\omega)$ der Impedanzvektor bei ω ist und τ und β Konstanten sind.

[0078] Wenn $\tau = 1/\omega_c$,

$$Z(\omega) = R_{inf} + (R_o - R_{inf}) / (1 + (j\omega/\omega_c)^\beta)$$

worin $\omega_c = 2\pi F_c$.

[0079] F_c und β können ebenfalls auf diesen Bezie-

hungen und Daten an dem Kreis beruhend berechnet werden (Schritt S37).

[0080] Dann werden beruhend auf der Vektorimpedanzortskurve und den zugeordneten, somit berechneten Parametern, z.B. R_o , R_{inf} , R_e , R_i , Z_c und F_c , die Menge des extrazellulären Wassers (EZW), die Menge des intrazellulären Wassers (IZW), ein Verhältnis des intrazellulären zu dem extrazellulären Wasser, und das Gesamtkörperwasser (GKW) berechnet (Schritt S38).

[0081] Es wird nunmehr die Graphikdisplayfunktion bzw. Funktion der graphischen Anzeige unter Bezugnahme auf [Fig. 8](#), [Fig. 11\(a\)](#), [Fig. 11\(b\)](#) und [Fig. 11\(c\)](#) beschrieben. [Fig. 11\(a\)](#), [Fig. 11\(b\)](#) und [Fig. 11\(c\)](#) zeigen anhand eines Beispiels, was an der LCD-Displayeinheit 4 angezeigt wird. Die Graphikdisplayfunktion beginnt bei Drücken der Graphikdisplaytaste 46. Selbst dann, wenn die Vorrichtung in dem Wartemodus ist, bringt Drücken der Graphikdisplaytaste 46 die Vorrichtung in den Operationsmodus, um die Graphikdisplayfunktion zu starten. Jedoch kann, während der Zeit, zu der die Vorrichtung in dem Verlaufe des Messprozesses ist, die Graphikdisplayfunktion nicht aktiviert werden. Die Operation der Vorrichtung, nachdem die Graphikdisplayfunktion gestartet ist, wird im nachfolgenden als "Graphikmodus" der Operation bezeichnet.

[0082] In dem Graphikmodus, wenn eine der Speichernummertasten 41, 42, 43 und 44 gedrückt wird, werden die Daten, welche der gedrückten Speichernummertaste entsprechen, aus dem nichtflüchtigen Speicher 5 gelesen, verarbeitet und angezeigt. Der Graph, welcher den Grad der Schwellung zeigt, wird an dem unteren Bereich der LCD-Displayeinheit 4 angezeigt und die gewählten numerischen Daten werden an dem oberen Bereich des LCD-Displays angezeigt.

[0083] [Fig. 11\(a\)](#), [Fig. 11\(b\)](#) und [Fig. 11\(c\)](#) zeigen die LCD-Displayeinheit 4, an welcher anhand eines Beispiels die in dem Speicher Nr. 1 gespeicherten Daten angezeigt werden. Insbesondere, unter Bezugnahme auf [Fig. 11\(a\)](#), stellt die LCD-Displayeinheit die Daten für den Morgen graphisch dar. In [Fig. 11\(b\)](#) stellt die LCD-Displayeinheit die Daten für einen gesamten Tag graphisch dar. In [Fig. 11\(c\)](#) stellt die LCD-Displayeinheit die Summe der beiden Daten graphisch dar.

[0084] Unter Bezugnahme auf [Fig. 11\(a\)](#) wird eine unter Verwendung der persönlichen Daten als die Referenz berechnete Änderung im Grad der Schwellung an dem Morgen dargestellt. Insbesondere hat sich der Grad der Schwellung von +0,2% relativ zu der Referenz an dem Morgen des gestrigen Tages zu 0,0% an diesem Morgen geändert.

[0085] Unter Bezugnahme auf [Fig. 11\(b\)](#) wird eine Änderung im Grad der Schwellung für einen gesamten Tag von dem Morgen bis zu dem Abend dargestellt. Insbesondere hat sich der Grad der Schwellung von 0,0% an dem Morgen zu +1,2% nach Beendigung der Aktivität an diesem Tag geändert.

[0086] Unter Bezugnahme auf [Fig. 11\(c\)](#) wird eine Gesamtänderung im Grad der Schwellung, wobei diese Gesamtänderung durch eine Summe des Grades der Schwellung für den Morgen und desjenigen für einen gesamten Tag erzeugt ist, dargestellt. Insbesondere war der Grad der Schwellung +1,2% relativ zu der Referenz für den vorhergehenden Tag und ist ebenfalls +1,2% für jenen Tag.

[0087] Drücken der Graphikdisplaytaste 47 in Aufeinanderfolge schaltet die Datendisplayformate (a), (b) und (c) der Reihe nach, so dass eine von diesen an dem LCD-Display erscheint. Zusätzlich bewegt Drücken der Datenwähltaste 48 die Position einer unter dem Graph vorgesehenen Dreiecksmarke und zu der gleichen Zeit werden die jener Position der Dreiecksmarke entsprechenden, numerischen Daten in dem oberen Bereich des LCD-Displays angezeigt. Erneutes Drücken der Graphikdisplaytaste 46 beendet den Graphikmodus der Operation.

[0088] Es werden nunmehr die als die Referenz dienenden, persönlichen Daten beschrieben. Bei der Ausführungsform, wie hierin offenbart, gibt es zwei Typen bzw. Arten des Einstellmodus zum Einstellen der persönlichen Daten, die als die Referenz dienen (im nachfolgenden als "Referenzdaten" bezeichnet). Eine von diesen Arten ist ein "fixierter Einstellmodus", in welchem die Referenzdaten, wenn sie einmal auf der Grundlage der Daten über ein bestimmtes Zeitintervall eingestellt sind, bis zu dem Zeitpunkt kontinuierlich verwendet werden, zu dem sie zurückzustellen bzw. zurückzusetzen sind. Die andere Art ist ein "automatischer Einstellmodus", in dem die Referenzdaten beruhend auf den vorhergehenden Daten für ein bestimmtes Zeitintervall automatisch aktualisiert werden.

[0089] Schalten zwischen diesen Einstellmoden wird durch Drücken einer der Speichertasten 41, 42, 43 und 44 für mehr als eine bestimmte Zeitperiode durchgeführt. Sodann wird es möglich, den Einstellmodus in Entsprechung zu der gedrückten Speichertaste zu schalten, so dass nicht nur Schalten zwischen dem fixierten Modus und dem automatischen Modus, sondern ebenfalls Löschen der persönlichen Messdaten ausgeführt werden können. In Verbindung hiermit zeigt die LCD-Displayeinheit 4 eine Dreiecksmarke an ihrer oberen linken Position an, welche den momentanen Einstellmodus von "fixiert" oder "automatisch" anzeigt. Zu der gleichen Zeit werden die Speichernummer und der Graph an der LCD-Displayeinheit 4 angezeigt. Sodann funktioniert

Drücken der Graphikdisplaytaste **46**, welche ebenfalls als die fixierter/automatischer-Modus-Schalttaste wirkt, um zwischen dem fixierten Modus und dem automatischen Modus zu schalten. In ähnlicher Art und Weise funktioniert Drücken der Datenwähltaste **48**, welche ebenfalls als die Datenlöschtaste wirkt, um die vorhergehenden Messdaten zu löschen. Letztendlich beendet ein erneutes Drücken der Speichertaste **41**, **42**, **43** oder **44** die Modusschaltoperation.

[0090] Bei der hierin offenbarten Ausführungsform wird das Zeitintervall, während welchem die Referenzdaten eingestellt werden, auf fünf Tage voreingestellt und jede der Einstellmoden wird in näheren Einzelheiten beschrieben.

1. Fixierter Einstellmodus:

[0091] In diesem Modus werden die für das Zeitintervall von fünf Tagen erfassten Messdaten dazu verwendet, um die Referenzdaten zu berechnen, welche sodann bis zu dem Zeitpunkt fixiert gehalten werden, zu dem sie zurückzustellen bzw. zurückzusetzen sind. Das Zeitintervall von fünf Tagen bedeutet, dass der nichtflüchtige Speicher **5** die Messdaten für fünf Tage speichert. Insbesondere tritt die Vorrichtung nach der vorliegenden Erfindung, wenn die Vorrichtung für das erste Mal in Operation versetzt wird, in den fixierten Einstellmodus ein. Aufgrund der Tatsache, dass der nichtflüchtige Speicher **5** keine hierin gespeicherten Daten aufweist, entspricht das Zeitintervall zum Erfassen der für die Berechnung der Referenzdaten erforderlichen Messdaten dem voreingestellten Zeitintervall von fünf Tagen. Daher wird, in der Messoperation für einen ersten Tag, wegen nicht gespeicherter Daten, das Graphdisplay nicht aktiviert. Jedoch werden die jedes Mal erfassten Messdaten Bemittelt und in dem nichtflüchtigen Speicher **5** als die Referenzdaten gespeichert.

[0092] Wenn die Modusschaltoperation, wie oben beschrieben, dazu verwendet wird, um zu dem fixierten Einstellmodus zu schalten, variiert die Operation der Vorrichtung in Abhängigkeit davon, wie viele Messdaten der nichtflüchtige Speicher **5** gespeichert hat. Wenn der nichtflüchtige Speicher **5** die Messdaten mehr als diejenigen für fünf Tage speichert, werden die Referenzdaten beruhend auf den Messdaten für fünf Tage berechnet. Jedoch werden, wenn der nichtflüchtige Speicher **5** z.B. nur die Messdaten weniger als diejenigen für vier Tage speichert, temporäre bzw. zeitweilige Referenzdaten unter Verwendung jener Messdaten erzeugt. Nachdem die Messdaten für fünf Tage erfasst worden sind, werden die Referenzdaten beruhend auf derartigen Messdaten berechnet.

2. Automatischer Einstellmodus:

[0093] In diesem Modus werden die Referenzdaten automatisch berechnet und ständig unter Verwendung der letzten Messdaten für fünf Tage aktualisiert. Wenn beispielsweise nur die Messdaten weniger als diejenigen für vier Tage vorliegen, werden temporäre Referenzdaten erzeugt. Nachdem die Messdaten für fünf Tage erfasst worden sind, werden die Referenzdaten beruhend auf derartigen Messdaten berechnet.

[0094] Nunmehr wird die Berechnung des Grades der Schwellungen in näheren Einzelheiten beschrieben. Die Berechnung des Grades der Schwellung wird beruhend auf den persönlichen Daten oder den Referenzdaten, wie oben beschrieben, ausgeführt. Die für die Berechnung des Grades der Schwellung verwendeten Referenzdaten werden eingestellt auf der Grundlage der bioelektrischen Impedanz, wie am Morgen eines jeden Tages gemessen, und des Messzeitfalles bzw. -zeitpunkts hierfür; ebenso wie auf der Grundlage der bioelektrischen Impedanz, wie am Abend oder in der Nacht eines jeden Tages gemessen, und des Messzeitfalles bzw. -zeitpunkts hierfür.

[0095] Bei dieser Ausführungsform wird das Zeitintervall, während welchem die Referenzdaten eingestellt werden, auf fünf Tage voreingestellt, und die Beschreibung des Einstellens der Referenzdaten wird im nachfolgenden gebracht.

[0096] Anfänglich werden ein Durchschnitts- bzw. Mittelwert "Zam" für die bioelektrischen Impedanzdaten, wie am Morgen eines jeden Tages gemessen, und eine Durchschnittszeit bzw. mittlere Zeit "Tam" für die Messzeitfälle bzw. -zeitpunkte, zu denen die Impedanzmessungen durchgeführt werden, berechnet. In ähnlicher Art und Weise werden ein Durchschnitts- bzw. Mittelwert "Zpm" für die bioelektrischen Impedanzdaten, wie am Abend oder in der Nacht eines jeden Tages gemessen, und eine Durchschnittszeit bzw. mittlere Zeit "Tpm" für die Messzeitfälle bzw. -zeitpunkte, zu denen die Impedanzmessungen durchgeführt werden, berechnet.

$$Zam = \sum Zai/5$$

$$(i = 1, 2, \dots 5)$$

$$Zpm = \sum Zpi/5$$

$$(i = 1, 2, \dots 5)$$

$$Tam = \sum Tai/5$$

$$(i = 1, 2, \dots 5)$$

$$Tpm = \sum Tpi/5$$

(i = 1, 2, ...5)

[0097] Worin "Zai" ein bioelektrischer Impedanzwert ist, wie an dem Morgen des "i"-ten Tages gemessen; und "Tai" ein Messzeitfall bzw. -zeitpunkt ist, zu dem die Impedanzmessung durchgeführt wird. In ähnlicher Weise ist "Zpi" ein bioelektrischer Impedanzwert, wie an dem Abend oder in der Nacht des "i"-ten Tages gemessen; und "Tpi" ist ein Messzeitfall bzw. -zeitpunkt, zu welchem die Impedanzmessung durchgeführt wird. Sodann wird die Differenz "Zap" zwischen den Mittelwerten "Zam" und "Zpm" für die bioelektrischen Impedanzwerte für den Morgen und für den Abend oder die Nacht berechnet.

$$Zap = Zam - Zpm.$$

[0098] Die Differenz "Zap" stellt einen Mittelwert für eine Änderung in der Menge des interstitiellen Fluids für einen gesamten Tag für eine der Untersuchung unterliegende Person dar. Daher ermöglicht es ein Vergleich dieses Werts "Zap" mit den tatsächlichen Messdaten an jedem Tag, zu bestimmen, ob die Änderung in der Menge des interstitiellen Fluids in Bezug auf den Normalzustand für die Person größer oder geringer ist. Mit anderen Worten, der Grad des Quellens für die Person kann bestimmt werden.

[0099] Entsprechend dieser Ausführungsform werden die Referenzdaten durch die Differenz "Zap" zwischen den Mittelwerten "Zam" und "Zpm" für die bioelektrischen Impedanzwerte für den Morgen und für den Abend oder die Nacht eingestellt; und die durchschnittliche Zeit "Tam" und "Tpm" für die Messzeitfälle bzw. -zeitpunkte, zu denen die Messungen durchgeführt werden.

[0100] Auf derartigen Referenzdaten beruhend, wird der Grad der Schwellung aus den bioelektrischen Impedanzwerten, wie an dem Morgen und an dem Abend oder in der Nacht gemessen, auf die folgende Art und Weise berechnet:

Angenommen, dass der bioelektrische Impedanzwert, wie an dem Morgen gemessen, "Z1" ist, dann wird der Grad der Schwellung an dem Morgen "M1" durch die folgende Formel ausgedrückt:

$$M1 = (Z1 - Zam)/Zap.$$

[0101] Dies bestimmt, ob der Grad der Schwellung, wie an dem Morgen gemessen, höher oder geringer im Vergleich zu der Referenz ist. Wenn "M1" einen positiven Wert hat, ist der Grad der Schwellung höher als die Referenz. Jedoch, wenn er einen negativen Wert hat, ist der Grad der Schwellung geringer als die Referenz.

[0102] Angenommen, dass der bioelektrische Impedanzwert, wie an dem Abend oder in der Nacht gemessen, "Z2" ist, dann wird die Differenz ΔZ zwischen ihm und dem Impedanzwert an dem Morgen "Z1" berechnet.

schen ihm und dem Impedanzwert an dem Morgen "Z1" berechnet.

$$\Delta Z = Z1 - Z2$$

[0103] Dieses ΔZ stellt eine Änderung in der Menge des interstitiellen Fluids zwischen jenen an dem Morgen und an dem Abend oder in der Nacht dar, d.h., die Schwellung für einen ganzen Tag.

[0104] Folglich wird der Grad der Schwellung für einen ganzen Tag "M2" durch die folgende Formel ausgedrückt:

$$M2 = (\Delta Z - Zap)/Zap.$$

[0105] Wenn "M2" einen positiven Wert hat, ist der Grad der Schwellung höher als die Referenz. Jedoch, wenn er einen negativen Wert hat, ist der Grad der Schwellung geringer als die Referenz.

[0106] Auf solche Art und Weise wird die Berechnung des Grades der Schwellung entsprechend der Ausführungsform auf der Grundlage eines gemittelten Wertes für die Schwellung in dem normalen Leben ausgeführt, welcher als die Referenz verwendet wird.

[0107] Die Daten "Tam" und "Tpm" werden dazu verwendet, um durch Vergleichen derartiger Daten mit dem zeitlichen Fall bzw. Zeitpunkt, zu dem die Person die Messung durchführt, zu bestimmen, ob die Messung an dem Morgen oder an dem Abend oder in der Nacht ausgeführt worden ist.

[0108] Nunmehr wird auf eine andere Ausführungsform der vorliegenden Erfindung Bezug genommen, bei der eine bei einer Person aufgetretene, zeitliche Schwellung gemessen wird. Dies gilt für einen solchen Fall, dass, wenn die Person eine Ermüdung fühlt, die Person ihre eigenen unteren Gliedmaßen massiert oder ein Bad nimmt, um die Ermüdung zu lindern bzw. verringern. Durch Ausführen der Messung vor und nach einem derartigen Massieren oder einem Baden, ist es möglich, durch Vergleichen des Grades der Schwellung vor und nach einer solchen Tätigkeit zu bestimmen, ob die Ermüdung verringert ist oder nicht.

[0109] Eine Beschreibung dieser zweiten Ausführungsform wird unter Bezugnahme auf ein Flussdiagramm in [Fig. 13](#) gebracht. Der äußere Überblick und die inneren Komponenten der zweiten Ausführungsform sind die gleichen wie diejenigen in [Fig. 5](#) bzw. [Fig. 6](#).

[0110] Nach einem Wartezustand wird ein Check durchgeführt, um festzustellen, ob irgendeine der Speichertasten **41**, **42**, **43** und **44** gedrückt worden ist (Schritt S51). Wenn nicht, tritt die Prozedur nicht in ei-

nen Operationsmodus ein, sondern bleibt in dem Wartezustand (Schritt S52).

[0111] Jedoch, wenn irgendeine der Speichertasten **41**, **42**, **43** und **44** im Schritt S51 gedrückt wird, wird die Messung der bioelektrischen Impedanz ausgeführt (Schritt S53). Sodann wird ein Check durchgeführt, um festzustellen, ob die Daten, die der Tastennummer der gedrückten Speichertaste entsprechen, in dem nichtflüchtigen Speicher **5** gespeichert worden sind (Schritt S54). Wenn derartige Daten in dem Speicher **5** nicht gespeichert sind, dann wird der gemessene Wert der bioelektrischen Impedanz als die Referenz genommen (Schritt S55) und die Prozedur tritt in den Wartemodus ein (Schritt S56). Im allgemeinen wird der Referenzwert eingestellt, bevor eine Tätigkeit, z.B. Massieren oder ein Badnehmen, ausgeführt wird. Die Subroutine zum Messen der bioelektrischen Impedanz ist die gleiche wie die in [Fig. 10](#) gezeigte.

[0112] Wenn die Referenzdaten in dem Speicher im Schritt S54 schon gespeichert sind, dann werden sie mit dem gemessenen Wert der bioelektrischen Impedanz verglichen, um eine Änderung im Grad der Schwellung vor und nach der Tätigkeit zu bestimmen (Schritt S57). Bei einer derartigen Bestimmung wird, angenommen, dass der Referenzwert der Impedanz vor der Tätigkeit "Zp" ist und die Impedanz nach der Tätigkeit "Zn" ist, der Grad der Schwellung zu jenem Zeitpunkt "Mn" durch die folgende Formel ausgedrückt:

$$Mn = (Zn - Zp)/Zp.$$

[0113] Dies bestimmt, ob der Grad der Schwellung nach der Tätigkeit höher oder geringer als derjenige vor der Tätigkeit ist. Wenn "Mn" einen positiven Wert aufweist, bedeutet dies, dass der Grad der Schwellung nach der Tätigkeit höher als derjenige vor der Tätigkeit ist. Jedoch, wenn er einen negativen Wert aufweist, ist der Grad der Schwellung nach der Tätigkeit verringert worden.

[0114] Dann wird der Grad der Schwellung, wie berechnet, angezeigt (Schritt S58), der Referenzwert, der vor der Tätigkeit zur Verwendung bei der Bestimmung eingestellt ist, wird gelöscht (Schritt S59), und die Prozedur tritt in den Wartemodus ein (Schritt S60).

[0115] Entsprechend der zweiten Ausführungsform, wie oben, kann eine Änderung im Grad der Schwellung vor und nach der Tätigkeit, z.B. Massieren oder ein Badnehmen, erfasst werden, so dass die Person die Effektivität des Massierens oder Badnehmens erkennen kann.

[0116] Bei der ersten Ausführungsform, wie zuvor beschrieben, ist die Beschreibung gebracht worden,

dass die Bemittelte Änderung in der Menge des interstitiellen Fluids als die Referenzdaten verwendet wird. Jedoch kann ein einfacherer Fall möglich sein, in dem die Messung der bioelektrischen Impedanz für die der Untersuchung unterliegende Person an jedem Morgen und in jeder Nacht in dem normalen Leben mehrmals wiederholt wird, und deren Bemittelten Werte werden als die Referenz gespeichert. Sodann kann das Vorhandensein einer Schwellung einfach dadurch bestimmt werden, dass der gemessene Wert der bioelektrischen Impedanz mit jener Referenz verglichen wird. Alternativ können die Referenzdaten durch die bioelektrische Impedanz eingestellt werden, die nur an dem vorherigen Tag gemessen wird, eher als durch jene, wie über mehrere Tage gemessen worden ist. In einem derartigen Falle kann der Grad der Schwellung einfach durch Vergleichen mit den Daten an dem vorherigen Tag bestimmt werden.

[0117] Das Verfahren zum Berechnen des Grades der Schwellung für die Person durch die Messung der bioelektrischen Impedanz ist bei der ersten Ausführungsform, wie oben, beschrieben worden. Wie zuvor beschrieben, vorausgesetzt, dass die Änderung in der Menge des interstitiellen Fluids, des extrazellulären Wassers und des Körperwassers in einem Teil der der Untersuchung unterliegenden Person erhalten werden kann, kann das Verfahren zum Messen der bioelektrischen Impedanz entweder eine Einfrequenz oder Mehrfachfrequenzen verwenden. Zusätzlich kann der für die Berechnung verwendete, numerische Parameter irgendeiner der folgenden sein, nämlich bioelektrische Impedanz, Verhältnis von intrazellulärem/extrazellulärem Wasser, und andere Parameter, die von der bioelektrischen Impedanz abgeleitet sind.

[0118] Die Konfiguration der Elektroden, bei der zwei Paare von Elektroden der Vorrichtung so konfiguriert sind, um mit beiden Fußsohlen der der Untersuchung unterliegenden Person in Berührung zu kommen, ist bei der ersten Ausführungsform, wie oben, beschrieben worden. Jedoch ist die vorliegende Erfindung nicht auf eine derartige Konfiguration der Elektroden beschränkt und es kann irgendeine andere Elektrodenkonfiguration angewendet werden, wenn sie die bioelektrische Impedanz an den unteren Gliedmaßen messen kann. [Fig. 12](#) zeigt eine andere Elektrodenkonfiguration, bei der zwei Paare von Elektroden **31**, **32** und **33**, **34** zur unmittelbaren Berührung mit einer Wade an einem Bein gebracht sind. Entsprechend einer derartigen Elektrodenkonfiguration kann die bioelektrische Impedanz im wesentlichen an der Wade gemessen werden, an der die Schwellung am wahrscheinlichsten auftritt. Dies ermöglicht eine Verringerung irgend eines Fehlerfaktors, wenn mit einer anderen Konfiguration verglichen, und daher wird eine präzisere Bestimmung der Schwellung möglich. Zusätzlich, wenn die Impedanz einschließ-

lich derjenigen für einen Fuß bekannt ist, ist es möglich, den Grad der Schwellung festzustellen. Daher ist die vorliegende Erfindung bei dem Fall anwendbar, in dem die bioelektrische Impedanz zwischen Gliedmaßen oder Händen und Beinen gemessen wird.

[0119] Aus dem vorhergehenden ergibt sich, dass eine Vorrichtung zum Bestimmen eines Ermüdungsgrades eines menschlichen Körpers betrieben wird, um den Grad der Schwellung als das Maß der Ermüdung des Körpers durch ein Messverfahren für die bioelektrische Impedanz zu detektieren und speichern. Sodann berechnet die Vorrichtung Referenzdaten, die zum Bestimmen des Grades der Schwellung für die Person auf der Grundlage der gespeicherten Daten des Grades der Schwellung verwendet werden, und vergleicht die momentanen bzw. laufenden Daten des Grades der Schwellung mit einer solchen Referenz, um den Ermüdungsgrad zu bestimmen. Daher wird es möglich, den Ermüdungsgrad des Körpers entsprechend den persönlichen Eigenschaften einer jeden der Untersuchung unterliegenden Person genauer und objektiver zu bestimmen.

[0120] Zusätzlich ist es möglich, eine Änderung im Körperzustand und eine Anhäufung von Ermüdung der Person beruhend auf den vorherigen Daten für den Grad der Schwellung zu schätzen.

[0121] Wenn ein Mehrfrequenz-Wechselstrom für den Messstrom verwendet wird, kann der Grad der Schwellung auf der Grundlage eines Verhältnisses von intrazellulärem/extrazellulärem Wasser bestimmt werden. Folglich wird es möglich, die Messung unabhängig von einer Änderung in der bioelektrischen Impedanz aufgrund der Körpertemperatur zu machen.

[0122] Alternativ kann, wenn ein Einfrequenz-Wechselstrom für den Messstrom verwendet wird, die Vorrichtung mit einer einfacheren Schaltungskonfiguration verwirklicht werden, und es kann eine Verkürzung der Messzeit erreicht werden.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Bestimmen eines Ermüdungsgrades bzw. Belastungspegels eines menschlichen Körpers, aufweisend:
zwei Paare von Elektroden (16, 17, 19, 20);
eine elektrische Stromquelle (14);
eine Spannungsmesseinheit (21);
eine arithmetische Einheit (3, 10);
eine Speichereinheit (5); und
eine Anzeigeeinheit (4),
wobei die zwei Paare von Elektroden (16, 17, 19, 20) so konfiguriert bzw. ausgestaltet sind, um einen Körper einer der Untersuchung unterliegenden Person zu berühren;
die elektrische Stromquelle (14) einen Messstrom über ausgewählte (16, 17) der Elektroden (16, 17, 19,

20) zuführt;
die Spannungsmesseinheit (5) eine Spannung zwischen anderen ausgewählten (19, 20) der Elektroden (16; 17, 19, 20) misst;
die Speichereinheit (5) eine durch die arithmetische Einheit (3, 10) berechnete bioelektrische Impedanz und einen Referenzwert speichert, wobei die Speichereinheit ein nichtflüchtiger Speicher (5) ist;
die arithmetische Einheit (3, 10) die bioelektrische Impedanz beruhend auf dem Messwert von der Spannungsmesseinheit berechnet, um einen Grad einer Schwellung zu detektieren bzw. festzustellen, welche aus der Änderung in der Verteilung von Körperwasser in einem Körper der der Untersuchung unterliegenden Person herrührt, wobei dieser Grad der Schwellung dazu verwendet wird, um den Ermüdungsgrad der der Untersuchung unterliegenden Person dadurch zu bestimmen, dass der momentan bzw. laufend gemessene Wert der bioelektrischen Impedanz mit dem Referenzwert der bioelektrischen Impedanz verglichen wird, welcher in dem nichtflüchtigen Speicher (5) gespeichert ist;
und die Anzeigeeinheit (4) den Ermüdungsgrad der der Untersuchung unterliegenden Person anzeigt.

2. Vorrichtung zum Bestimmen eines Ermüdungsgrades gemäß Anspruch 1, bei der die Anzeigeeinheit (4) den Übergang bzw. Transition der Änderung im Ermüdungsgrad grafisch anzeigt.

3. Vorrichtung zum Bestimmen eines Ermüdungsgrades gemäß Anspruch 2, bei der die an der Anzeigeeinheit (4) angezeigte grafische Darstellung den Übergang bzw. Transition der Änderung im Ermüdungsgrad auf der Grundlage der bioelektrischen Impedanz darstellt, wie sie am Morgen gemessen ist.

4. Vorrichtung zum Bestimmen eines Ermüdungsgrades gemäß Anspruch 2, bei der die an der Anzeigeeinheit (4) angezeigte grafische Darstellung den Übergang bzw. Transition der Änderung im Ermüdungsgrad auf der Grundlage der bioelektrischen Impedanz darstellt, wie sie am Abend oder in der Nacht gemessen ist.

5. Vorrichtung zum Bestimmen eines Ermüdungsgrades gemäß Anspruch 1, bei der der Referenzwert der bioelektrischen Impedanz eingestellt wird, bevor eine bestimmte Aktion durch eine der Untersuchung unterliegenden Person ausgeführt wird, und die Anzeigeeinheit (4) den Ermüdungsgrad vor und nach einer solchen Aktion dadurch anzeigt, dass der momentan gemessene Wert der bioelektrischen Impedanz mit dem Referenzwert der bioelektrischen Impedanz verglichen wird, der in der Speichereinheit gespeichert ist.

6. Vorrichtung zum Bestimmen eines Ermüdungsgrades gemäß einem der vorhergehenden Ansprüche, bei der die Bestimmung des Ermüdungs-

grades auf der Schwellung eines menschlichen Körpers beruht.

7. Vorrichtung zum Bestimmen eines Ermüdungsgrades gemäß einem der Ansprüche 1 bis 6, bei der der Referenzwert der bioelektrischen Impedanz eine Durchschnittsänderung in der Menge von interstitiellem Fluid bzw. Flüssigkeit darstellt, welche die Differenz zwischen Durchschnittswerten für eine Mehr- bzw. Vielzahl von Messungen an jedem Morgen und in jeder Nacht ist.

8. Vorrichtung zum Bestimmen eines Ermüdungsgrades gemäß Anspruch 7, bei der die Durchschnittsänderung in der Menge von interstitieller Flüssigkeit jedes Mal aktualisiert wird, wenn die bioelektrische Impedanz gemessen wird.

9. Vorrichtung zum Bestimmen eines Ermüdungsgrades gemäß einem der Ansprüche 1 bis 8, bei der die elektrische Stromquelle den Messstrom mit einer Mehr- bzw. Vielzahl von Frequenzen selektiv zuführt.

10. Vorrichtung zum Bestimmen eines Ermüdungsgrades gemäß einem der Ansprüche 1 bis 8, bei der die elektrische Stromquelle den Messstrom mit einer einzelnen Frequenz zuführt.

11. Vorrichtung zum Bestimmen eines Ermüdungsgrades gemäß einem der Ansprüche 1 bis 10, bei der die zwei Paare von Elektroden so ausgestaltet sind, um beide Fußsohlen der der Untersuchung unterliegenden Person zu berühren.

12. Vorrichtung zum Bestimmen eines Ermüdungsgrades gemäß einem der Ansprüche 1 bis 10, bei der die zwei Paare von Elektroden so ausgestaltet sind, um eine Wade der der Untersuchung unterliegenden Person zu berühren.

Es folgen 12 Blatt Zeichnungen

FIG. 1

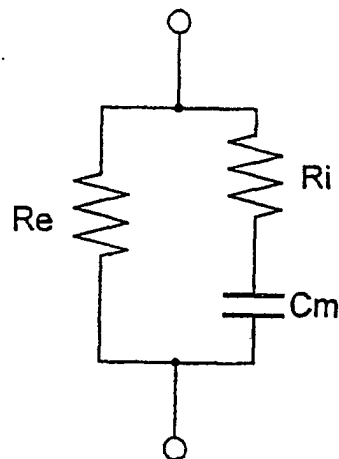


FIG. 2

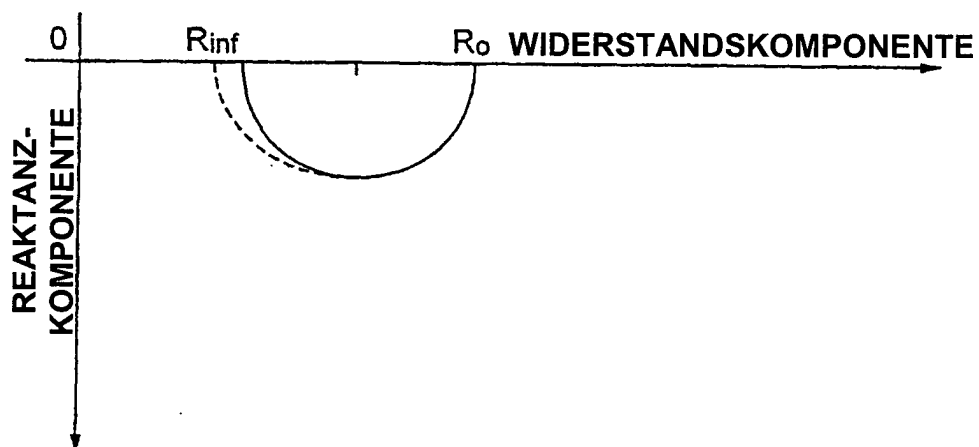


FIG. 3

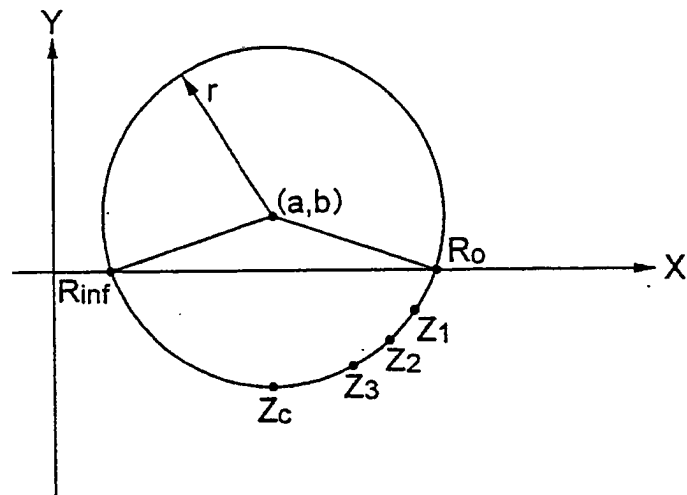


FIG. 4(a)

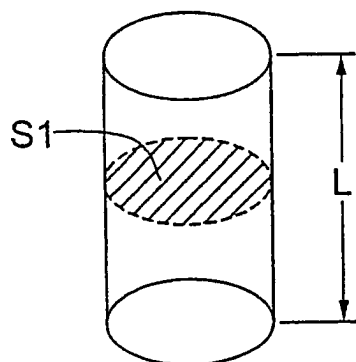


FIG. 4(b)

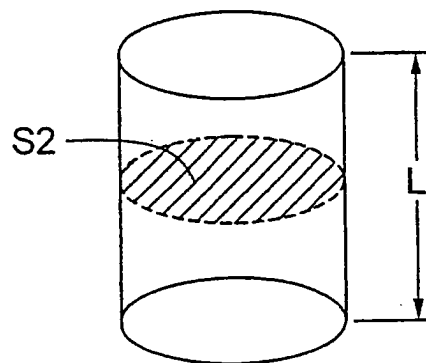


FIG. 5

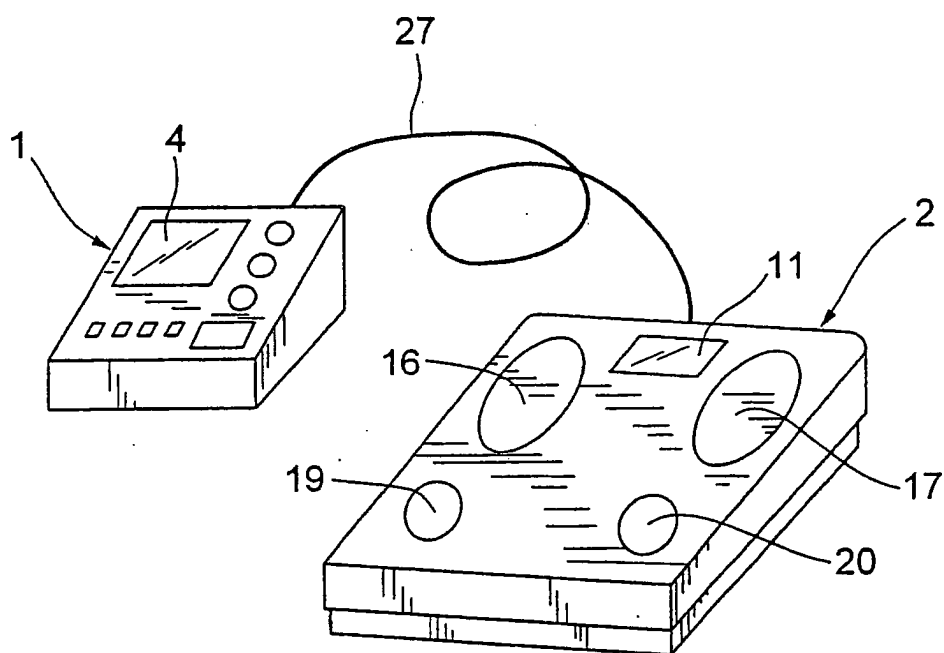


FIG. 6

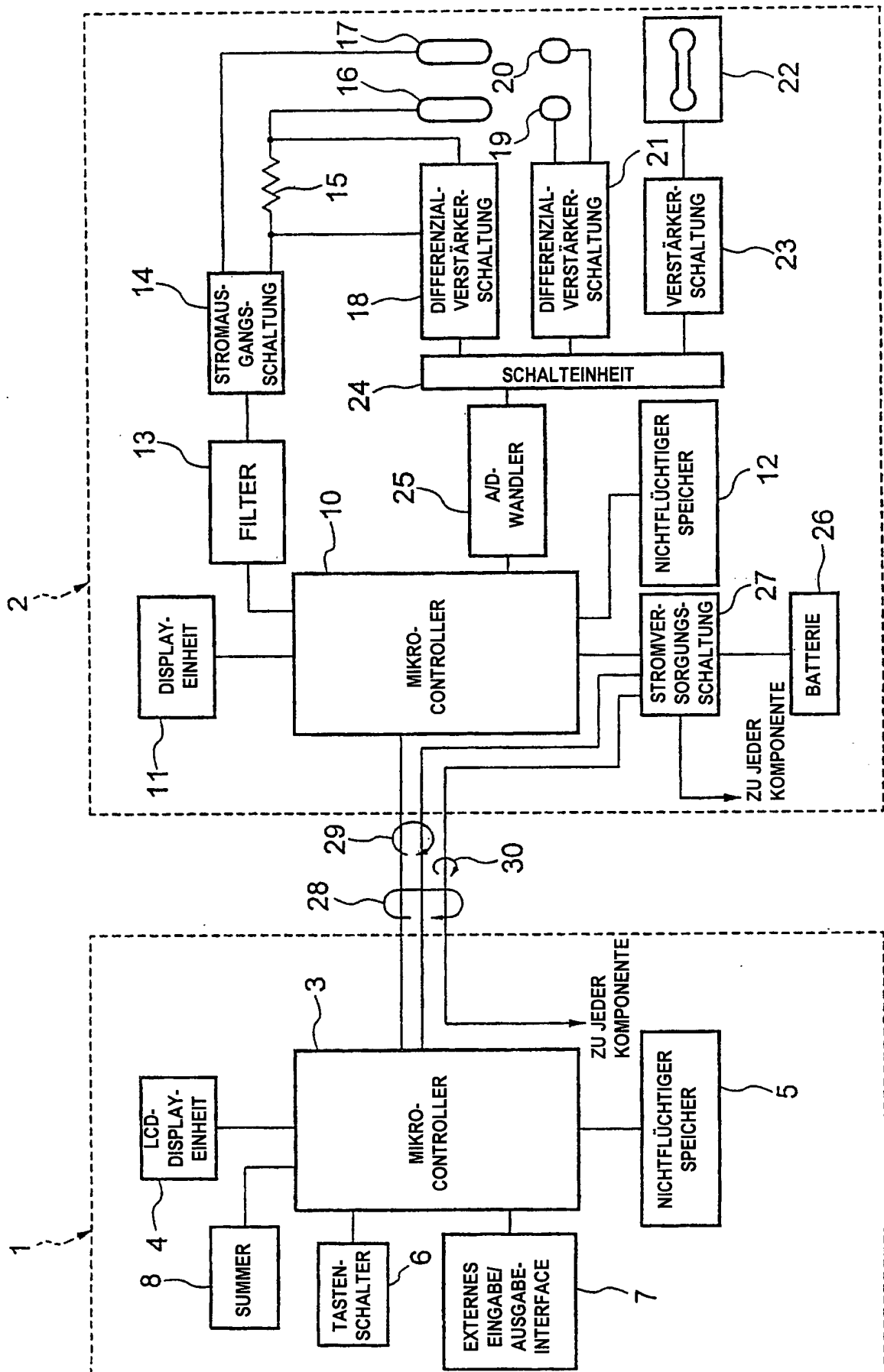


FIG. 7

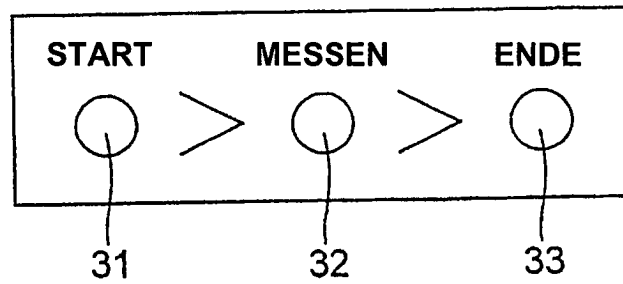


FIG. 8

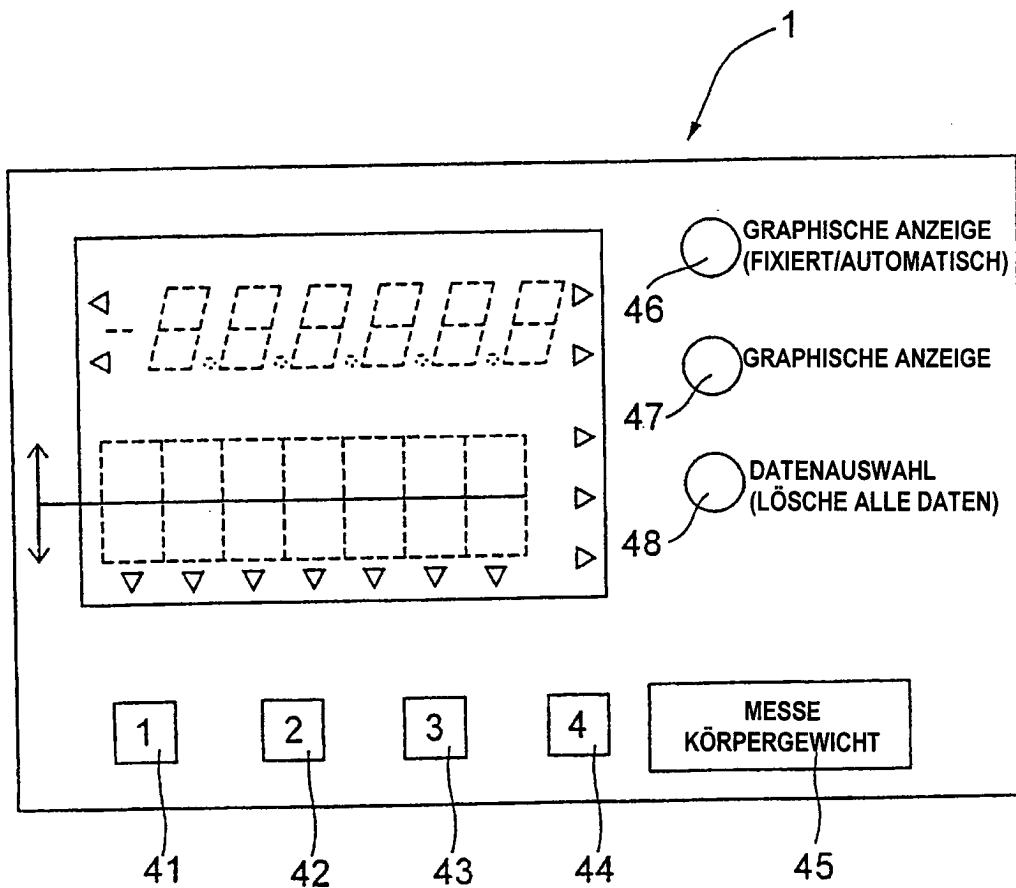


FIG. 9

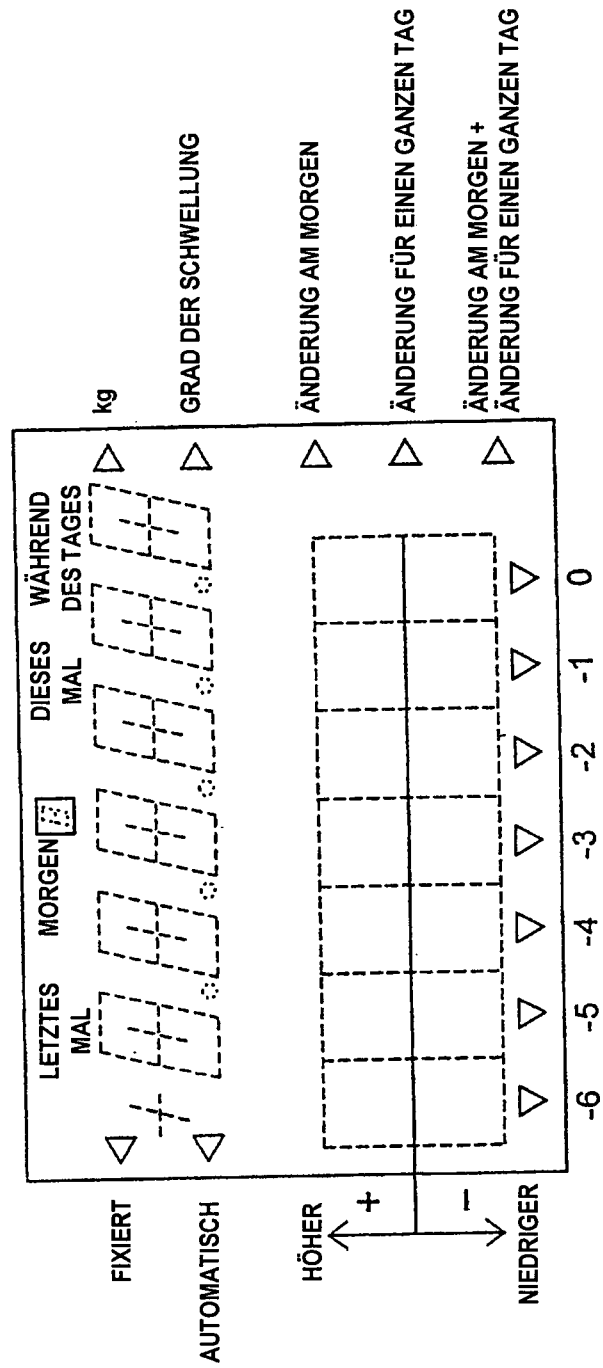


FIG. 10

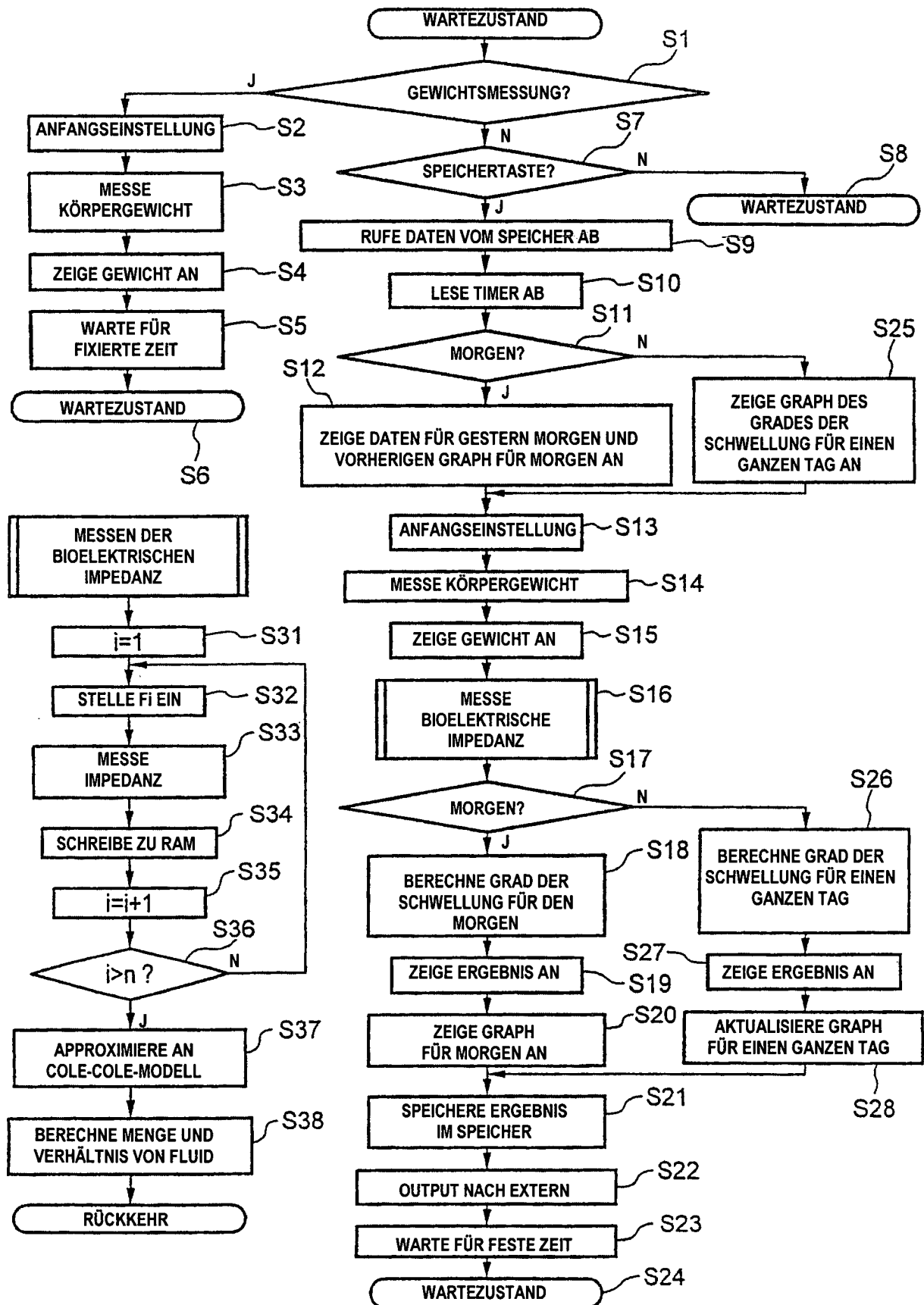


FIG. 11(a)

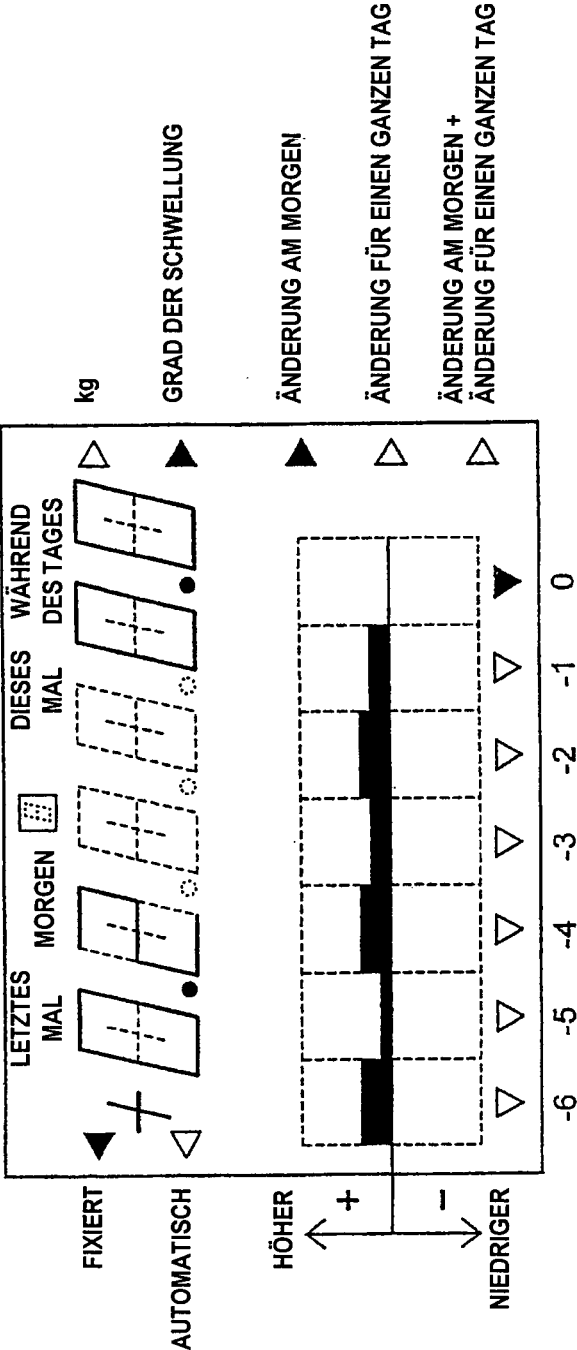


FIG. 11(b)

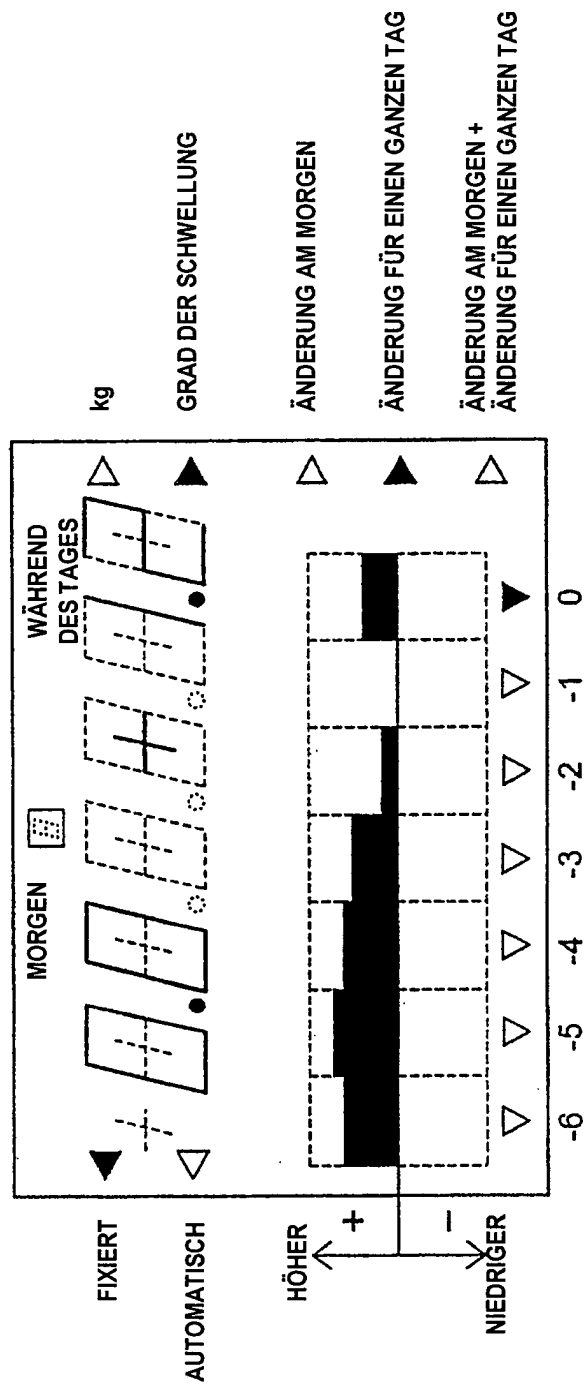


FIG. 11(c)

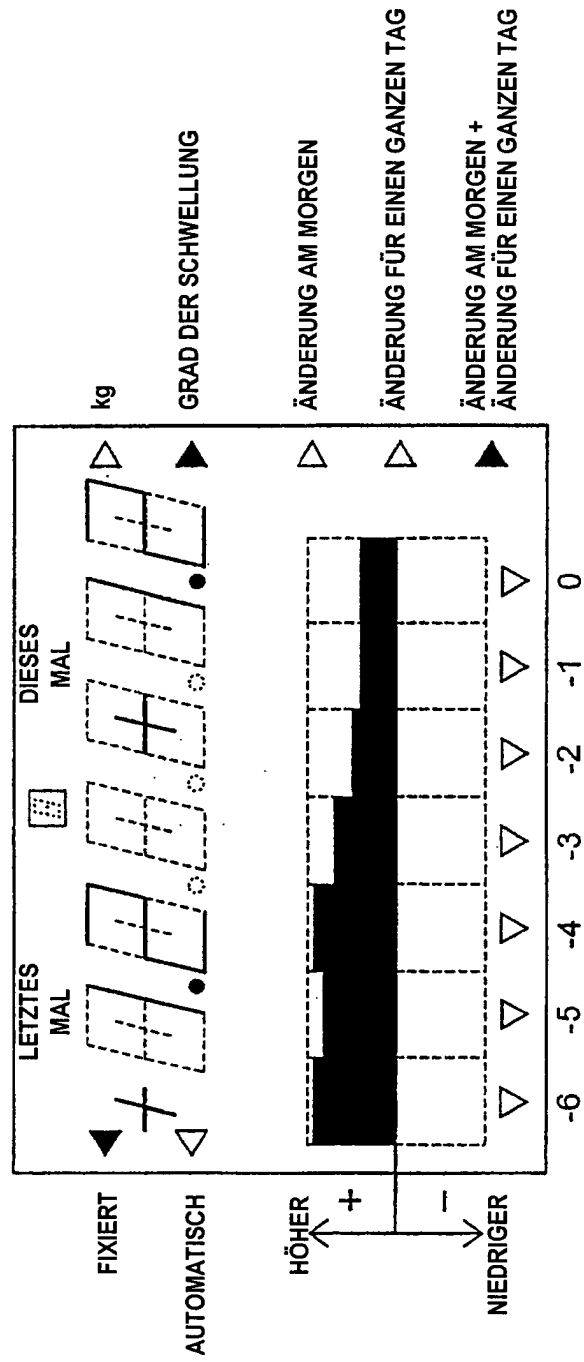


FIG. 12

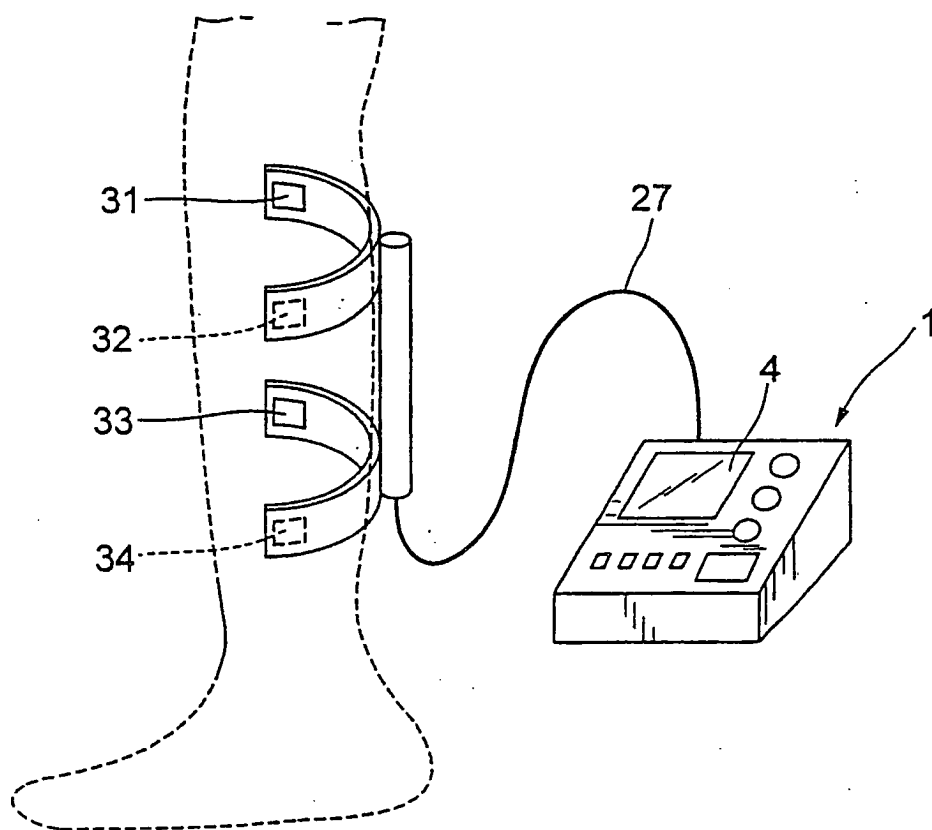


FIG. 13

