

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges
Eigentum

Internationales Büro

(43) Internationales
Veröffentlichungsdatum
28. August 2014 (28.08.2014)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2014/128237 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61B 5/0408 (2006.01) A61B 7/00 (2006.01)
A61B 5/053 (2006.01) A61B 5/0452 (2006.01)
A61B 5/01 (2006.01) A61B 5/022 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/11 (2006.01)
A61B 5/0285 (2006.01) A61B 5/02 (2006.01)
A61B 5/0295 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2014/053384

(22) Internationales Anmeldedatum:
21. Februar 2014 (21.02.2014)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
A 135/2013 22. Februar 2013 (22.02.2013) AT

(72) Erfinder; und

(71) Anmelder : SKRABAL, Falko [AT/AT]; Lindenhofweg
16, A-8043 Graz (AT).

(74) Anwalt: MARGOTTI, Herwig; Wipplingerstrasse 30, A-
1010 Wien (AT).

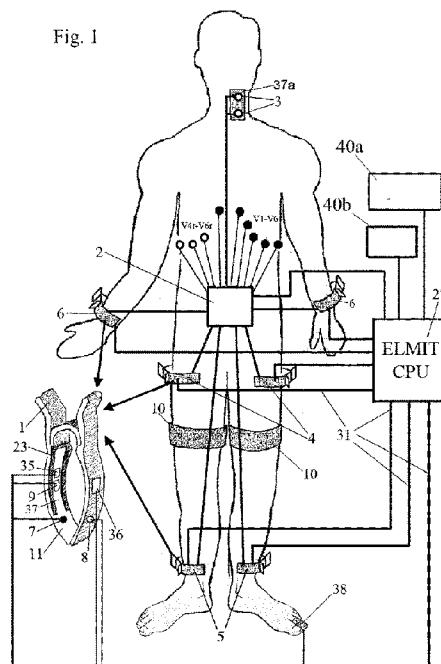
(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW,
BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK,
DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,
GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP,
KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD,
ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI,
NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU,
RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH,
TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA,
ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW,
GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ,
TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ,
RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY,
CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT,
LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE,
SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA,
GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: EKG DEVICE

(54) Bezeichnung : EKG-GERÄT



(57) Abstract: The invention relates to an EKG device with limb leads and chest leads, said device also being suitable for recording the hemodynamic activity of the heart and the function of the blood vessels or for evaluating the fluid equilibrium. This is achieved in that at least some of the electrodes of the multichannel EKG device are equipped with additional functions for physical emissions and measurements, for example electric current and voltage, pressure, acoustic vibrations, and light, and an electrode is provided for supplying a current or for measuring a voltage at the upper thorax aperture. Furthermore, an AC field is generated between the electrodes or alternatively the distance between the electrodes is used as an ion conductor. In this manner, the acceleration of the blood and thus the cardiac output and the closing and opening of the valves together with the mechanical data of individual circuit sections, for example the pulse wave transit time, the blood flow of body sections, the body composition, etc. are registered during the conventional EKG recording and output simultaneously with the routine EKG.

(57) Zusammenfassung: Es wird ein EKG-Gerät mit Extremitätenableitungen und Brustwandableitungen beschrieben, welches auch für die Ableitung der hämodynamischen Aktivität des Herzens und Funktion der Gefäße bzw. auch zur Beurteilung des Flüssigkeitshaushaltes geeignet ist. Erreicht wird dies dadurch, dass zumindest ein Teil der Elektroden des Vielkanal-EKGs mit zusätzlichen Ausgestaltungen für physikalische Emissionen und Messungen, z.B. elektrischer Strom und Spannung, Druck, Schallschwingungen, Licht

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2014/128237 A1



Veröffentlicht:

- mit internationalem Rechenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

ausgeprägt ist und dass eine Elektrode zur Stromspeisung bzw. Spannungsmessung an der oberen Thoraxapertur vorhanden ist. Weiters wird zwischen den Elektroden ein Wechselstromfeld aufgebaut bzw. alternativ die Distanz zwischen den Elektroden als Ionenleiter verwendet. Somit kann während der herkömmlichen EKG-Schreibung auch die Beschleunigung des Blutes und damit die Herzleistung, Klappenschluss und Klappenöffnung, sowie die Mechanik von einzelnen Kreislaufabschnitten, z.B. auch die Pulswellenlaufzeit, die Durchblutung von Körperabschnitten, die Körperzusammensetzung etc. registriert und gleichzeitig mit dem Routine-EKG ausgegeben werden.

EKG-Gerät

5 Die Erfindung betrifft ein EKG-Gerät zumindest mit Extremitätenelektroden.

Es gab bereits zahlreiche Versuche mit äußeren Abnehmern die mechanische Tätigkeit des Herzens bzw. die Funktion der Gefäße aufzuzeichnen. Ein Hauptgrund dafür, dass sich diese Methoden nicht breit durchgesetzt haben, ist, dass diese nicht hinreichend genau waren und
10 andererseits von den Versicherungsträgern nicht refundiert werden, bzw, dass die Ärzte kaum Zeit haben, zusätzliche nicht finanzierte Untersuchungsmethoden in ihre Praxis oder in das Krankenhaus einzuführen.

Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, die Nachteile der fehlenden Akzeptanz obiger
15 Untersuchungen, deren mangelnde finanzielle Abgeltung durch Versicherungsträger und des zusätzlich erforderlichen Arbeitsaufwandes des medizinischen Personals durch Bereitstellen eines Vielkanal-EKG-Geräts zu überwinden, mit dem zusätzlich zu herkömmlichen EKG-Messungen die mechanische Tätigkeit des Herzens und/oder Funktionen von Gefäßen des menschlichen Körpers ohne spezifische Aktivitäten der ausführenden Person und unbemerkt
20 vom untersuchten Patienten erfasst werden können. In dem Patent AT 502921 wurde bereits ein erster Schritt in dieser Richtung gesetzt, die vorliegende Erfindung bringt gegenüber der AT 502921 jedoch weitere signifikante Verbesserungen. Das Ziel der vorliegenden Erfindung ist es, möglichst nur die herkömmlichen EKG-Elektroden für zahlreiche weitere Ziele, so z.B. für die Mehrfrequenzimpedanzanalyse und ihrer Teilkomponenten Wirkwiderstand,
25 Blindwiderstand und Phasenwinkel bei verschiedenen Frequenzen, bzw. die Änderung der Impedanz mit der Herzaktivität (z.B. z_0 , dZ , dZ/dt_{max}) zu verwenden und weiters für mechanische, akustische, optische und Temperaturmessungen heranzuziehen und mit möglichst wenigen zusätzlichen Elektroden auszukommen. Mittels zusätzlich an den Elektroden angebrachten Aufnehmern werden gemäß der Erfindung z.B.
30 Phonocardiogramme, Apexocardiogramme, Pulswellenlaufzeiten, und/oder Pulswellenanalysen gemessen und aufgezeichnet. Weiters kann die Messung der Sauerstoffsättigung, der Kreislaufzeiten, wie z.B. PEP, LVET, A2O und eine genaue Erfassung der Körperkompartimente mittels segmentaler Impedanzanalyse usw.
vorgenommen werden.

35 Die Kombination eines Phonocardiogrammaufnehmers mit einer Saugvorrichtung ist seit Jahrzehnten bekannt (z.B. Bertrand CA et al. Circulation 8: 49-57, 1956 und auch die Kombination von EKG Aufnehmer mit Phonocardiogrammaufnehmer zumindest seit 1986

(Little, US4628939, 1986). So wurde auch ein elektronisches Stethoskop beschrieben, wobei an den Rändern der Glocke die Elektroden für das EKG liegen (Watson, US20010030077, 2001). Baumer beschreibt in US 7110804 eine kombinierte EKG Elektrode mit Phono-
5 aufnehmer in einem Hohlraum unter Verwendung eines leitenden Gels. In der Anmeldung Bauer, WO 2006020764 A3, wird eine Saugglocke beschrieben, in der ein Akustisch-zu Elektrisch Transducer positioniert wird.

Die WO 2008/031030 (Bartnik) offenbart die Gewinnung systolischer Zeitintervalle, indem von einer ersten Kurvenform, welche aus einem Impedanzsignal stammt, eine zweite
10 Kurvenform subtrahiert wird, die aus Echokardiographie oder aus der Pulswelle oder dem Pulsoximeter gewonnen wird.

Die US 2005/0033190 (Bauer) beschreibt ein Multiaxialaccelerometer in einer EKG-Elektrode. Die US 2005/0273015 (Bauer) beschreibt eine Vakuumkammer für ein Mikrofon
15 einer EKG-Elektrode. Die US 2009/0227886 (Bauer) beschreibt eine kontinuierliche „vibratory“ Stimulation nahe der Resonanzfrequenz eines akustischen Sensors. Das US Design Patent US D675738 beschreibt ein Elektrodendesign, bei dem das Mikrofon von einer Elektrode getrennt werden kann.

20 Die WO 2006063255A2 (Bernstein) offenbart, aus dem Impedanzsignal über dem Thorax oder über der Brachialarterie das Schlagvolumen zu bestimmen.

Die US 2013/0096448 (Brooks) beschreibt eine kombinierte ECG-, ICG- und Phonoelektrode auf einem gemeinsamen Träger mit akustischer Kammer. Im Gegensatz dazu ist gemäß der
25 vorliegenden Erfindung keine akustische Kammer vorgesehen.

Die Schriften US 8521264 und US 2010/0324404 beschreiben die Verwendung von maximal drei kombinierten ECG-ICG Elektroden, die alle am Thorax platziert sind.

30 Die US 6339722 (Heethaar) schlägt vor, den Thorax als ein Segment bei zwei Frequenzen und mit zwei verschiedenen Meßdistanzen zu vermessen, um Information über die Herztätigkeit zu gewinnen. In der US 6,560,481 (Heethaar) sind für die Impedanzmessung Elektrodenpositionen über der Clavikel und auf der linken Körperseite unter dem Sternum beschrieben. In der US 7904141 (Osypka) werden aus zwei Messungen der Impedanz oder
35 aus der Applanationstonometrie LVET errechnet.

Die US 4807638 (Sramek) und die WO 89/03656 A1 schlagen vor, mit Hilfe von zwei Impedanzkardiogrammen über dem Herzen und in der Peripherie den Blutdruck zu errechnen.

5 Im Gegensatz zu den erwähnten Veröffentlichungen baut die vorliegende Erfindung auf Basis neuer physiologischer Erkenntnisse auf der Verwendung eines herkömmlichen Mehrkanal-, -EKG-Geräts auf und ermöglicht es, mithilfe zumindest einer einzelnen Elektrode an der oberen Körperapertur komplexe Kreislauf- und Flüssigkeitsanalysen vorzunehmen. Die Erkenntnisse des Erfinders beinhalten u.a., dass die Verwendung einer herzfernen Impedanzkurve an einer Extremität zusätzlich zur Messung der Impedanzkurve am Thorax
10 viel besser die Messung der Herzleistung und der Faserspannung des Herzens ermöglichen und damit auch für eine Abschätzung von biochemischen Parametern, wie z.B. einem Parameter des BNP und seiner Derivate, bestens geeignet sind. Weiters hat der Erfinder erkannt, dass die Messung der Impedanz bei zumindest zwei Frequenzen in sequentiell herznah und herzfern gelegenen Segmenten des Körpers einen exzellenten Parameter für ein
15 Fluid Overload oder für Dehydrierung liefern und dass mit Hilfe der Zerlegung des Körpers in sechs Segmente, nämlich Arme, Beine, Thorax und Abdomen, auch das Gesamtkörper-TBW, ECW und ICW exzellent geschätzt werden kann und dass diese Parameter zur Messung der Herzleistung und biochemischer Herzparameter entscheidend beitragen. Als herznahes Segment wird der Thorax, als herzferne Segmente werden Abdomen und die Extremitäten
20 bezeichnet. Wenn Thorax und Abdomen als gemeinsames Segment untersucht werden, werden diese als gemeinsames herznahes Segment betrachtet. Weiters zeigt der Erfinder, dass aus der Relation von aus der segmentalen Impedanz vorhergesagtem % Körperfett oder Fettmasse (FM) oder % Körperwasser = Total Body water (TBW), jeweils bezogen auf das Gesamtkörpergewicht, oder „lean body mass“ (LBM) zur Ratio von extrazellulärem Wasser
25 (ECW) zu intrazellulärem Wasser (ICW) also zur ECW/ICW Ratio oder auch zur ECW/TBW Ratio in einem Körpersegment oder im Ganzkörper erstmals auch eine Überhydrierung oder Unterhydrierung des Körpers erkannt werden kann. Weiters werden bei der Anwendung der vorliegenden Erfindung jene Teile des Körpers, die nicht von einem Wechselstromfeld durchströmt sind, als Ionenleiter verwendet, womit eine weitere Vereinfachung der Methode
30 und der verwendeten Elektroden, speziell der aus zwei getrennten, jedoch elastisch verbundenen Branchen gebildeten Klemmelektroden, gegeben ist.

In der Folge werden als obere Thoraxapertur der Bereich des Halses, Nackens, Kopfes, Schultern und Arme, bevorzugt Oberarme sowie auch die Elektrodenpositionen V1, V2, als
35 untere Thoraxapertur der Bereich des unteren Rippenbogens, Xiphoids, also die übliche Gegend zur Anbringung der Brustwandelektroden des EKGs, zB V4 bis V6, zB V4r bis V6r sowie die Grenze zwischen Brustwirbelsäule und Lendenwirbelsäule bezeichnet. Als unteres

Rumpffende wird der Bereich des Beckens, die Nates und die proximalen Oberschenkel angesehen.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen unter Bezugnahme auf die Zeichnungen näher ausgeführt.

Fig. 1 zeigt die Ableitung eines herkömmlichen Vielkanal-EKGs und eine Zusatzelektrode.

Fig. 2a bis 2l zeigen die jeweiligen Lokalisationen der Stromeinspeisung mit Wechselstromquelle, weiters sehr schematisch die sich so aufbauenden elektrischen Felder im menschlichen Körper.

Fig. 3a zeigt eine Ausführung einer Elektrode, um neben dem EKG auch die mechanische Tätigkeit des Herzens aufzeichnen zu können.

Fig. 3b zeigt eine weitere Ausführung einer Elektrode, um neben dem EKG auch die mechanische Tätigkeit des Herzens aufzeichnen zu können.

Fig. 4 zeigt eine Saugelektrode gemäß der Erfindung.

Fig. 5 zeigt eine weitere Ausführungsform einer erfindungsgemäßen Saugelektrode.

Fig. 6 zeigt eine weitere Ausführungsform einer erfindungsgemäßen Elektrodenkonfiguration.

Fig. 7 zeigt eine weitere Ausführungsform einer gemeinsamen Elektrode für die Aufzeichnung des EKG und für die Emission und Registrierung von zusätzlichen physikalischen Parametern.

Fig. 8 zeigt schematisch eine Universalelektrode mit Druckknopfverbindung - im Querschnitt.

Fig. 9 bis Fig. 13 zeigen Ergebnisse von Messungen mit Hilfe der vorliegenden Erfindung an gesunden und kranken Menschen.

Fig. 1 zeigt die Ableitungen eines herkömmlichen Vielkanal-EKGs, bestehend aus den Extremitätenelektroden, hier z.B. als Doppelektrode -1- z.B. als Doppelklemmelektroden -1- ausgeführt, und andererseits, wie bekannt, aus den Brustwandableitungen (V1-V6, eventuell ergänzt durch V4r-V6r), wobei zur Untersuchung des Flüssigkeitshaushaltes die einzelnen Elektroden mit Hilfe eines elektrischen oder elektronischen Schalters -2-, z.B. eines Multiplexers -2- zusammenschaltbar sein können bzw auch getrennt gemessen werden bzw als Stromeinleitungselektroden und/oder Impedanzmesselektroden ausgeprägt werden können. Die möglichen Details der Armelektroden -6-, proximalen Beinelektroden -4- und distalen Beinelektroden -5- einer Körperhälfte sind dabei, wie in der Detailzeichnung in Fig. 1 links, wie mit den Pfeilen gekennzeichnet, ausgeführt. Mehrfache elektrische Leitungen -31- von den Elektroden sind allenthalben übersichtlichkeitshalber in den Abbildungen nur als einzelne Leitungen gezeichnet. Durch nur eine zusätzliche Einfach- oder Doppel-Halselektrode -3- und durch eventuelle Zusammenschaltung z.B. von V4 bis V6 einerseits und V4r bis V6r andererseits, z.B. durch den Multiplexer -2-, kann mittels Impedanzmessung der Thorax hinsichtlich seiner Impedanz (z_0) und des Flüssigkeitsgehaltes und der Änderung

des Flüssigkeitsgehaltes mit dem Herzschlag (z.B. dZ , dZ/dt , $dZ/dt \max$) genau untersucht werden. Wie ersichtlich sind die Elektroden z.B. nicht wie bei Impedanzmessungen üblich, an den Händen und Füßen, sondern am distalen Unterarm sowie distalen Unterschenkel angebracht. Doppelektroden sind besonders für die Vierpunktmessung der Impedanz mit 5 außen liegenden Einspeiseelektroden und innen liegenden Meßelektroden günstig. Die Unterbringung auf einem gemeinsamen Träger -37-, -37a- erleichtert die Handhabung, ist aber nicht unbedingt erforderlich. Die Stromeinspeisung kann dafür z.B. zwischen der oberen Thoraxapertur z.B. einer Halselektrode (auch der Nacken bzw. der Kopf bzw. die Schultern 10 käme für die Platzierung der Halselektrode in Frage) bzw. auch der/den Armelektrode/n -6- einerseits und der/den proximalen Beinelektrode/n -4- und/oder distalen Beinelektrode/n -5- andererseits erfolgen, Durch die Messstrecke zwischen der Doppel-Halselektrode -3- einerseits und z.B. V4 bis V6 andererseits kann die elektrische Impedanz bzw. der Wirkwiderstand und der Blindwiderstand des linken Thorax untersucht werden, durch 15 Zusammenschalten von z.B. V 4 r bis V6 r, kann eine Messstrecke zwischen der Halselektrode -3- und der rechten Thoraxhälfte erreicht werden.

So können Flüssigkeitsansammlungen in der linken Thoraxhälfte bzw. in der rechten Thoraxhälfte, z.B. durch Pleuraerguss, oder Flüssigkeitsansammlung im Bereich der Lunge, z.B. durch Pneumonie, Atelektase oder Lungenödem bzw. auch die durch den Herzschlag 20 verursachte Änderung der Impedanz erkannt werden. Auch kann jede der Brustwandelektroden allein zur Messung der Impedanz zwischen der Halselektrode -3- einerseits und einer der Brustwandelektroden andererseits herangezogen werden, nur ist dann die Reproduzierbarkeit der Messung nicht mehr so gut gegeben. Dies wird wettgemacht, wenn die Elektroden z.B. V4 , V5, V6 einzeln zur Messung verwendet werden und dann eine 25 eventuelle Mittelwertbildung der Resultate erfolgt. Somit kann auch ohne Zusammenschalten mathematisch die Impedanz des gesamten Thorax errechnet werden. Alternativ könnte auch eine oder mehrere der Ableitungen V1-V3 statt der Halselektrode zur Messung der Impedanz zwischen diesen Ableitungen und den Ableitungen V4 bis V6 herangezogen werden, jedoch ist dann die Messstrecke sehr kurz und das Signal-Rauschverhältnis nicht so günstig.

30 Das Einleiten des Stromes für die Impedanzmessung erfolgt wie gesagt in diesem Fall vorteilhaft über eine oder beide Armelektroden -6- und/oder über die Halselektrode -3- einerseits und entweder über die eine oder beide proximalen Beinelektroden -4-, und/oder aber auch über die eine oder zwei distalen Beinelektroden -5- (entweder Saug-, Klebe- Band- oder Klemmelektroden) am linken und rechten Bein andererseits, am Ort, wo sie auch für die 35 EKG-Ableitungen verwendet werden. Für die separate Untersuchung der Flüssigkeit bzw. der Flüssigkeitsverschiebung in den beiden Beinen können die Beine durch Zusammenschalten oder Trennen im Multiplexer -2- separat oder gemeinsam untersucht werden bzw. auch hier

ohne Zusammenschalten die Gesamtimpedanz von linkem und rechtem Bein errechnet werden. Auch die Armelektroden -6- sind vorteilhaft z.B. als Doppelektroden -1-, , im speziellen Fall als Doppelklemmelektroden -1- ausgeführt. Die elektrisch leitenden Elektroden -23- müssen jedoch nicht an derselben Branche der Doppelklemmelektrode -1-, wie in Fig. 1 gezeigt sitzen sondern die eine der beiden elektrisch leitenden Elektroden -23- könnte auch auf der gegenüberliegenden Branche der Doppelklemmelektrode -1- angebracht sein.

Die zusätzliche Messung der Impedanzänderung mit dem Herzschlag in den Extremitäten, Armen oder Beinen ermöglicht auch eine sehr gute Beurteilung der Kraft des Herzschlages, besonders wenn dies gemeinsam mit der Impedanzänderung am Thorax verwendet wird.

Auch der Flüssigkeitshaushalt des Patienten kann mit obiger Anordnung exzellent erkannt werden, da der Körper durch die zusätzliche Halselektrode -3-, die Armelektroden -6- und durch die proximalen Beinelektroden -4- und die distalen Beinelektroden -5-, sowie die Brustwandelektroden V3-V6 und/oder V3r-V6r, in sechs Abschnitte, nämlich die zwei Arme, den Thorax und das Abdomen bzw. die zwei Beine unterteilt ist. Auch die Beschaltung der Elektroden, wie in Fig. 2 später angeführt, erlaubt die Unterteilung in die sechs Abschnitte, auch ohne Verwendung der proximalen Beinelektroden -4-. Die Trennung von Abdomensegment und Thoraxsegment für die Körperanalyse ist deswegen so günstig, weil diese auf Grund der anatomischen Unterschiede (z.B. die luftgefüllten Lungenbläschen) unterschiedlich auch in die Berechnung der Körperzusammensetzung eingehen müssen. In jedem dieser einzelnen Segmente wird bei mehreren Frequenzen, eventuell auch einem kompletten Frequenzsweep der Wechselstromwiderstand (Impedanz) bzw. der Wirkwiderstand (Resistanz) und der Blindwiderstand (Reaktanz) der einzelnen Körperabschnitte analysiert und daraus das ECW, das TBW, damit auch das ICW, vor allem auch das Verhältnis ECW/TBW oder ECW/ ICW analysiert. Besonders bewährt sich die Analyse der Segmente bei zumindest zwei Frequenzen z.B. einerseits zwischen 1 Hz und 10 Hz, z.B 5 Hz, und andererseits bei höheren Frequenzen als 100 Hz, z.B. auch 400 bzw. 800 Hz, oder auch durch einen Frequenzsweep, weil so das Verhältnis von extra- zu intrazellulärer Flüssigkeit ermittelt werden kann, welches unabhängig von den Dimensionen des untersuchten Segmentes ist. Für die Messung der Impedanzänderung mit dem Herzschlag (dZ , dZ/dt_{max}) wird üblicherweise eine Frequenz von ca. 40 kHz verwendet. Auch diese oder eine ähnliche Frequenz sollte vom hämodynamischen EKG Gerät geliefert werden. Die Stromeinspeisung für die einzelnen Segmente erfolgt z.B. jeweils durch außerhalb des untersuchten Segmentes liegende Elektroden, z..B. für die Vermessung des Thorax, zwischen der äußeren der Doppel-Halselektrode -3- bzw. Kopfelektrode bzw. Armelektroden/n -6- einerseits und einer der distal von den Brustwandelektroden liegenden Elektroden, z.B. den

proximalen -4- oder distalen Beinelektroden -5- andererseits, die Vermessung des Abdomensegmentes durch Einspeisung an den Armelektroden -6- und/oder Halselektroden -3- einerseits und den distalen Beinelektroden -5- andererseits, die Vermessung der Arme, durch Einspeisung an den distalen Doppelarmelektroden -6- und der Halselektrode -3-. Das gemessene Thoraxsegment liegt zwischen der proximalen Halselektrode einerseits und einer oder mehreren Brustwandelektroden V4 bis V6 bzw. V4r bis V6r andererseits. Für die Vermessung der Impedanzänderung mit dem Herzschlag am Thorax können auch die proximalen Beinelektroden -4- herangezogen werden, weil das Abdomen nicht zum dZ/dt beiträgt. Es ist auch an weitere Vereinfachungen, wie z.B. die Ausführung der proximalen Beinelektrode -4- als Einfachelektrode gedacht. Selbstverständlich ist auch an den üblichen Defibrillationsschutz gedacht. Da das Messmodul nahe einer zentralen Stange, an dem der Auslegerarm mit den Patientenkabeln montiert ist, liegen soll, sollten die Patientenkabeln entlang des Auslegerarms laufen und am Ende desselben frei für den Gebrauch hängen. Damit sich diese nicht verwirren, wird vorgeschlagen einen Abstandhalter am Ende des Auslegerarms vorzusehen, der die Patientenkabel je nach ihrer Position am Körper räumlich separiert.

Es sind auch weitere Vereinfachungen vorgesehen, z.B. eine besondere Vereinfachung der Vermessung, wobei dann die beiden Elektroden an den Oberschenkeln wegfallen können und trotzdem der Körper ausschließlich mit den Elektroden der Extremitäten und der Brustwand in 6 Segmenten, nämlich in Thorax, Abdomen und jeweils 2 Beinen und Armen analysiert werden kann. In vielen Fällen genügen dann an den Messstellen Einfachelektroden, für die z.B. die EKG-Elektroden herangezogen werden können, wenn nämlich die Einspeisung des Stromes anderswo erfolgt.

In Fig. 2a bis 2l sind die jeweiligen Lokalisationen der Stromeinspeisung mit Wechselstromquelle gezeichnet, weiters sehr schematisch die sich so aufbauenden elektrischen Wechselstromfelder -39- als punktierte Flächen. Die Messstrecken sind ebenfalls mit den üblichen Symbolen, hier z.B. mit V, gekennzeichnet. In den jeweiligen Teilfiguren a-j ist dabei gekennzeichnet, ob es sich als Minimalerfordernis in der jeweiligen Abbildung um eine Doppel­elektrode, symbolisiert mit D, oder um eine Single –Elektrode oder symbolisiert mit S handelt. Teile des menschlichen Körpers, in denen kein Stromfeld aufgebaut ist, werden dabei nur als elektrischer Leiter -40- , genauer gesagt Ionenleiter -40- benutzt, da ja der Elektrolytgehalt des Körpers mit seiner hohen extrazellulären und intrazellulären Ionenkonzentration einen guten Leiter, speziell für den Wechselstrom darstellt. Dabei kann es sich bewähren, auch für die Messung der Impedanz und deren Änderung mit dem Herzschlag höhere als die oft gebräuchlichen 40 kHz zu verwenden, um eine Leitung des Wechselstromes auch durch das Intrazellulärwasser sicher zu gewährleisten. Fig. 2 zeigt weitere mögliche

Stromeinspeislokalisationen und Lokalisationen für den Abgriff der Impedanz, möglichst unter bevorzugter Verwendung der EKG-Elektroden. So kann z.B. die Erdungselektrode (üblicherweise als schwarze Elektrode am rechten Bein) einerseits und andererseits einer der beiden Arme oder beide Arme für die Stromeinspeisung herangezogen werden (Fig. 2a). Die Erdungselektrode kann dazu problemlos herangezogen werden, wogegen sich bei den Armen eine Doppelektrode bewährt, da die EKG- Ableitelektroden an den Armen nicht für die Einspeisung des Stromes verwendet werden sollten (Fig. 2a). Zur Messung der Impedanz bzw. deren Teilkomponenten Resistanz und Reaktanz können die EKG-Elektroden hingegen herangezogen werden. Hier wird immer nur von Impedanz gesprochen, auch wenn die Teilkomponenten und die Änderung der Impedanz mit dem Herzschlag (dZ , dZ/dt max und weitere Charakteristika) damit gemeint sein können. So kann z.B. die Impedanz zwischen der Halselektrode -3- und den Elektroden, wie sie nicht für die Zusammenschaltung als zentrales Terminal nach Wilson, nämlich eine der Elektroden V1 bis V6, z.B. V4 bis V6 für die Messung der Impedanz und/oder deren Änderung mit dem Herzschlag herangezogen werden, wobei hier beispielsweise die Einspeisung über beide Arme und beide Beine erfolgt (Fig. 2b), wobei auch ein Bein und ein Arm genügen könnte. Es kann auch die Impedanz zwischen den einzelnen Brustwandelektroden, das sind die, die nicht für das zentrale Terminal Wilson zusammenschaltet werden können, gemessen werden. Z.B. könnte das sein zwischen V1 und V6 (ev. auch V4 oder V5) oder auch zwischen V1,V2 optional zusammenschalten einerseits und V6,V6r (ev. auch V4 oder V5 mit V4r und V5r) optional zusammenschalten andererseits (Fig. 2a). In diesem Fall würden die Elektroden V1, V2 der oberen Thoraxapertur zugeordnet werden. Die rechtsventrikulären Ableitungen sind nur eine zusätzliche Option, auch ohne diese kann eine komplette Analyse der Herztätigkeit und der Flüssigkeitsverteilung im Körper durchgeführt werden. Die rechtsventrikulären Ableitungen haben den Vorteil, dass der linke mit dem rechten Thorax bzgl. Impedanz verglichen werden kann und dass gleichzeitig die Diagnose eines Hinterwandinfarktes im EKG erleichtert wird. Auch zusätzliche Ableitungen wie Nehb Ableitungen oder Franksche Ableitungen sind möglich.

Dies sind nur Beispiele, auch das Zusammenschalten von anderen Elektroden, wie sie nicht im zentralen Terminal Wilson zusammenschalten werden, ist vorgesehen. Bei Verwendung nur einer einzelnen weiteren Elektrode, die zwischen zwei der für das zentrale Terminal Wilson vorgesehenen Elektroden liegt, nämlich zwischen linker und rechter Armelektrode -6-, Einthoven Ableitung I (den Elektroden Rot und Gelb des konventionellen EKG), könnte die Impedanz und deren Änderung mit dem Herzschlag besonders genau gemessen werden, da die Messstrecke länger und damit auch das Signalrauschverhältnis besser wird. Diese Elektrode würde am Hals -3-, Nacken, oberer Thoraxapertur oder am Schädel zu liegen kommen. Durch eventuelle Verwendung einer Doppelektrode -3- an dieser Lokalisation kann nicht nur der Strom eingespeist sondern auch die Impedanz abgegriffen werden (Fig. 2c). Für

die Vermessung des Thoraxsegmentes könnte die Einspeisung einerseits an der äußeren Halselektrode und/oder an den Armelektroden -6- und andererseits wenn vorhanden, an den proximalen Beinelektroden -4- oder distalen Beinelektroden -5- erfolgen, die Spannungsmessung zwischen innerer Halselektrode und Brustwandelektroden, wobei der linke und rechte Thorax im gesamten durch Zusammenschalten z.B. von V5;V6, V5r und V6r und/oder auch nur rechts und links z.B. über V4-V6 einerseits oder andererseits über V4r-V6r vermessen werden sollten (Fig. 2c). Für die Messung des Thoraxsegmentes ist es nicht wesentlich ob der Strom nur über die Erdungselektrode (schwarz, am rechten Bein) oder über beide Beine nämlich die Erdungselektrode und diejenige der 3 Elektroden, die für das zentrale Terminal Wilson zusammenschaltet werden und die nicht für die Ableitung I nach Einthoven herangezogen wird, eingespeist wird. Dies deswegen, weil auch bei Einspeisung nur über ein Bein das Stromfeld im Rumpf bereits äußerst homogen ist (Fig. 2c). Die Vermessung des Thorax könnte auch durch Einspeisung an einem Arm einerseits und einem oder beiden Beinen andererseits erfolgen, die Messung der Spannung zwischen dem jeweils kontralateralen Arm und den Brustwandelektroden (Fig. 2i) bzw. falls vorhanden, an der oder den proximalen Beinelektroden -4- andererseits. Der kontralaterale Arm in Fig. 2i würde in diesem Fall nur als Stromleiter fungieren. Die Vermessung des dz/dt am Thorax ist hingegen nicht günstig zwischen Halselektrode -3- und der/den distalen Beinelektroden -5-, da dann nicht zwischen der Volumsänderung mit dem Herzschlag am Thorax und der in den Extremitäten unterschieden werden kann. Die Messung der Volumsänderung, z.B. dZ/dt_{max} am Thorax und an einer Extremität ist jedoch für die Beurteilung der Herzleistung besonders günstig, speziell wenn zusätzlich noch das Verhältnis von extra- zu intrazellulärer Flüssigkeit berücksichtigt wird. Aus diesen drei kombinierten Parametern läßt sich besonders gut eine Einschränkung oder Verbesserung der Herzleistung erkennen.

25

Für die Vermessung des Abdomens ist z.B. die Stromeinspeisung zwischen einer der beiden oder beiden Armelektroden -6- einerseits (alternativ der/den Halselektroden einerseits), und einer der distalen Beinelektroden -5- andererseits, die Impedanzmessung zwischen z.B. einer oder mehreren zusammenschalteten Brustwandelektroden einerseits und falls vorhanden, der jeweils kontralateralen proximalen Beinelektrode -4- bzw. distalen Beinelektrode -5-, die nicht für die Stromeinspeisung vorgesehen ist, andererseits möglich.(z.B. Fig. 2d). Für die Vermessung des Abdomens erfolgt die Stromeinspeisung z.B. zwischen einem der Beine und einem oder beiden Armen und die Spannungsmessung zwischen jeweils dem kontralateralen Bein und den Brustwandelektroden. Für die Vermessung eines Beinsegmentes erfolgt z.B. die Stromeinspeisung zwischen jeweils den äußeren der beiden distalen Beinelektroden -5- und die Impedanzmessung zwischen jeweils der inneren distalen Beinelektrode -5- des untersuchten Bein einerseits und den Brustwand- und/oder Hals- und/oder Armelektroden -6- andererseits (z.B. Fig. 2g). So kann auch weiters für die Messung der Arme der Strom

35

zwischen der äußeren Armelektrode -6- und der äußeren Halselektrode -3- eingespeist und die Spannung zwischen der inneren Halselektrode und der inneren Armelektrode -6- abgeleitet werden (Fig. 2e). Für die Vermessung des linken Armes gilt dies spiegelbildlich und in analoger Weise, wobei naturgemäß auch andere Einspeisepunkte möglich sind. Eine weitere

5 Vermessung des Armes und des Thorax ist in Fig. 2j dargestellt. Eine noch weitere Vereinfachung ist durch einen möglichen Wegfall auch der Halselektrode gegeben: Für die Vermessung der Armsegmente müßte dazu zwischen beiden Armen eingespeist, und für die Analyse des interessierenden Armes zwischen diesem einerseits und andererseits an den Brustwandlektroden V4 bis V6 bzw. V4r bis V6r und/oder proximalen -4- oder distalen

10 Beinelektrode/n -5- die Spannung gemessen werden. Es ist offensichtlich, dass eine Kombination aus den verschiedenen Abbildungen 2a bis 2l möglich ist. Eine besonders praktikable und bevorzugte Ausprägung gelingt aus einer Kombination der Einspeisungen aus Fig. 2g und 2h, wenn auf proximale Beinelektroden -4- verzichtet werden soll. Dabei kann alternativ die Halselektrode oder eine oder mehrere Brustwandlektroden für die Vermessung

15 der Beine verwendet werden, wie das in Fig. 2g gezeigt ist. Auch die Arme könnten in der Fig. 2g gemeinsam mit den Beinen für die Impedanzmessung der Beine herangezogen werden (nicht gezeigt). Andererseits wäre es auch möglich, zwischen einer distalen Beinelektrode -5- und einer der in der oberen Körperhälfte liegenden Elektroden den Wechselstrom einzuspeisen und zwischen den distalen Beinelektroden -5- die Impedanz zu messen, wobei

20 dann nur ein Bein vom Wechselstrom durchströmt und das andere Bein als elektrischer Ionenleiter -40- benützt wäre (Fig. 2 j und Fig 2 k). So gelingt es ausschließlich mit Hilfe der Extremitätenelektroden und der Brustwandlektroden mit oder ohne Halselektrode, jedes einzelne der sechs Segmente zu analysieren. Die Präzision der Messungen wird allerdings durch die zusätzliche Verwendung der Halselektroden -3- und zusätzlicher proximaler

25 Beinelektroden -4- weiter verbessert. Für die Erstuntersuchung ist besonders das komplette EKG mit Brustwandlektroden und Extremitätenelektroden interessant, bei Fehlen von Herzbeschwerden wird man in der Folge eventuell mit der Information mit den Extremitätenableitungen auskommen. So kann bei Einspeisung des Stromes zwischen der Elektrode an der oberen Körperapertur (z.B. Halselektrode -3- , Schulterelektroden -6a-) und

30 einer distalen Beinelektrode und Messung der Impedanz zwischen Halselektrode und distaler Elektrode am anderen Bein das dz und dz/dt des herznahen Segmentes gemessen werden (Fig. 2f) . Bei Stromeinspeisung zwischen den beiden distalen Beinelektroden und Messung der Impedanz zwischen der Elektrode an der oberen Thoraxapertur oder einer Brustwandlektrode einerseits und einer distalen Beinelektrode andererseits wird das dZ und

35 dZ/dT am herzfernen Körpersegment gemessen (Fig 2g). Wenn die Extremitätenelektroden für die Ableitung I nach Einthoven zwischen rechtem und linkem Arm als Schulterelektroden -6a- ausgeführt sind, können diese Elektroden auch die Funktion der Impedanzmessung an der oberen Thoraxapertur übernehmen und die Halselektrode -3- kann nur Einzelektrode zur

Stromeinspeisung ausgeführt sein bzw. die distalen Armelektroden können naturgemäß entfallen (Fig. 2k), wobei dann eine Analyse der Arme nicht mehr möglich ist, wobei diese nur ca 7% des Körpervolumens ausmachen. Speziell auch für die Ergometerbelastung ist diese Anordnung besonders sinnvoll. Fig 2 l zeigt eine Platzierung von Doppelektroden (z.B. Klebe- oder Saugelektroden) an der oberen Thoraxapertur, nämlich an beiden Schultern über die einerseits die EKG Schreibung der Extremitätenableitungen erfolgen kann andererseits kann an diesen Stellen auch der Strom für die Impedanzmessungen eingespeist werden. Dies wäre eine der Versionen mit geringen Änderungen gegenüber dem herkömmlichen EKG. Eine Kombination der verschiedenen Variationen aus Fig 2a bis 2l ist natürlich vorgesehen.

Es muß hier noch betont werden, daß die Ergebnisse der Impedanzmessungen kritisch von den Positionen der Stromeinspeisung und Spannungsmessung abhängen, weswegen Doppelektroden auf einem gemeinsamen Träger von Vorteil sind. Es muß auch nochmals betont werden, dass es von Vorteil ist, die Elektroden z.B. die Brustwandelektroden nicht zusammenzuschalten, sondern z.B. die Impedanz und deren Änderung mit dem Herzschlag vom Hals nach V4, V5 und V6 jeweils separat auch wenn in Fig. 8 der Klarheit halber immer nur ein Teil dieser Messstrecken eingezeichnet ist, zu messen, und dann durch Mittelwertbildung der Messungen noch genauere Ergebnisse zu erhalten. Mit bis zu 4 Doppelektroden oder auch Einfachelektroden am Rücken wie in Fig. 2e gezeichnet können die Extremitätenableitungen (statt der Arm und Beinelektroden) speziell bei der Ergometrie verwirklicht werden, und gleichzeitig die Änderung der Thoraximpedanz mit dem Herzschlag (dZ bzw dZ/dt_{max}) um so die Änderung der Herzbeschleunigung unter der Ergometrie, wie sie durch in erster Linie durch Adrenalin verursacht wird. Damit kann die Sensitivität der üblichen Ergometrie weiter erhöht werden, wenn nämlich ein Anstieg des dZ oder dZ/dt_{max} schwächer ausgeprägt ist als beim Gesunden. Die Brustwandelektroden, die bei der Ergometrie weiterhin anzulegen sind, sind natürlich in dieser Rückenansicht Fig. 2e nicht sichtbar. Minimal genügt bei Verwendung einer Einspeiselektrode am Hals eine Doppelektrode am unteren Ende des Rückens, falls die Halselektrode zur Einspeisung fehlt, kann dazu auch eine oder zwei Doppelektroden an der oberen Thoraxapertur am Rücken verwendet werden. So sind Arme und Beine frei für die Bewegung. Die Vermessung eines Armes ist in Fig. 2e auch gezeichnet, wobei dies nicht gleichzeitig mit der Rückenvermessung stattfinden wird.

In den beschriebenen Abbildungen wird z.B. das Prinzip der Vierpunktmessung mit außen liegenden Strom- und innen liegenden Spannungselektroden verwirklicht, wobei auch eine Zweipunktmessung angedacht ist. Es soll auch verständlich gemacht werden, dass die angeführten Beispiele weiter modifiziert werden können und dass immer dann, wenn die Ableitung der Impedanz entfernt von der Einprägung des Stromes erfolgt, verständlicherweise an den jeweiligen Einprägungs- oder Ableitpositionen Einfachelektroden genügen. Auch ein

Zusammenlegen von verschiedenen Einspeisorten z.B. Hals und Arme würde die Stromfelder z.B. am Thorax noch homogener machen. Es ist auch offensichtlich, dass die Stromfelder nicht so homogen wie gezeichnet sein können.

5 Wie in Fig. 1 , Fig. 3 bis Fig. 8 gezeigt, ist es möglich, an allen Elektrodenkörpern -11- auch zusätzliche Sensoren, wie z.B. Temperatursensoren -35- oder auch Lichtquellen -7- z.B. LEDs und Lichtsensoren -8- am Elektrodenkörper -11- der Klemmelektroden -1-, der elastischen Saugglocken -15- oder den Klebeelektroden -46- unterzubringen. Die LEDs -7- könnten z.B. gegenüber von den Lichtsensoren -8- z.B. auf den gegenüberliegenden Branchen
10 der Klemmelektrode (Fig. 1) angebracht sein. auch könnten die Lichtquellen -7- und die Lichtsensoren -8- nebeneinander liegen und die Reflexion des Lichtes durch das arterialisierte Blut und dessen Pulsation gemessen werden. Auch hier könnte es sich einerseits um Saugelektroden handeln, andererseits könnten auch in bekannter Weise Klemmelektroden oder elastische Gurte zur Fixierung der Elektroden dazu verwendet werden. Dies betrifft die
15 Elektroden I, II und III, wie sie zu dem zentralen Terminal Wilson zusammenschaltet werden können, bzw. die Erdungselektrode. Auch hier können sich mechanische Aufnehmer, -9- z.B. Accelerometer -9b-, bewähren, um z B die Stosswelle des Blutes, die Durchblutung und die Volumsänderung mit dem Herzschlag auch außerhalb des Thorax, so auch die Pulswelle gleichzeitig mit Aufzeichnung der Änderung des z_0 , dZ und dZ/dt max zu
20 registrieren. Damit können z.B. Durchblutungsstörungen einfach erkannt, bzw. auch die Pulswellengeschwindigkeit zwischen den einzelnen Elektroden gemessen werden. Wenn die Masse des Elektrodenkörpers -11- klein ist, wie z.B. bei den Brustwandeletroden, kann das Accelerometer z.B. in fixer Verbindung mit dem Elektrodenkörper -11- stehen, ist der Elektrodenkörper-11- gross, wie z.B. bei den Klemmelektroden -1- kann es vorteilhaft sein, den mechanischen Aufnehmer -9- beweglich, z.B. über eine Membran -13- an der Elektrode zu lagern. Dieses Problem ergibt sich verständlicherweise an Klebeelektroden -46- , z.B. an einer Spotklebelektrode -46- oder an einer Bandklebelektrode oder an einer mit einem elastischen Band nieder gehaltenen Elektrode nicht, da die Masse des Elektrodenkörpers -11- von vornherein klein ist. Mit Temperatursensoren -35- könnten z.B. Temperaturunterschiede
30 zwischen den verschiedenen Elektrodenpositionen, wie sie z.B. durch Durchblutungsstörungen entstehen können, automatisch erfaßt werden. Mit Positionssensoren -36-, z.B. auf elektromagnetischer Basis bzw. Laufzeitmessung, bzw. Radiointerferometrie, bzw. Triangulation könnte so auch die Distanz zwischen den einzelnen Sensoren oder deren Position im Raum erkannt werden. Die Distanz wäre z.B. von der Halselektrode -3- oder den
35 Brustwandeletroden V1-V6 oder V1-V6r zur proximalen Beinelektrode -4- bzw. distalen Beinelektrode -5- interessant, umso automatisch die Pulswellenlaufzeit der mechanischen Aufnehmer -9- oder Volumswellenlaufzeit mit Hilfe der Impedanzmessung oder

Durchblutungslaufzeit mit Hilfe der Lichtsensoren -8- zu entdecken bzw. hilft auch die Distanzmessung um die Impedanzwerte auf die Länge des Segmentes zu normieren.

5 Durch zusätzlich angebrachte aufpumpbare Manschetten -10-, in denen der Druck verändert werden kann, können so auch besonders Verengungen oder Verschlüsse der Blutbahn erkannt werden, bei dem z.B. bei einer vorliegenden Verengung der Blutbahn, die Pulswelle oder die Volumswelle, erst bei niederen Manschettendrücken erscheint, als im gesunden Zustand. Alle diese Registrierungen erfolgen während der Durchführung eines normalen EKGs, auch innerhalb derselben Zeit, so könnte z.B. während der Aufzeichnung des Rhythmusstreifens
10 eine zusätzliche grosse Informationsmenge über die mechanische Herztätigkeit bzw. die Funktion der Gefäße gewonnen werden. Alle angeführten Elektroden könnten als Klebeelektroden -46-, Saugelektroden oder Klemmelektroden ausgeführt sein bzw. durch ein elastisches Band am Körper fixiert werden. So ist z.B. die Halselektrode in Fig. 1 als Doppelspotelektrode -3- auf einem gemeinsamen Träger -37-, z.B. einer gemeinsamen
15 Klebefolie -37a- ausgeführt. Wenn die Halselektrode -3- über der Vena jugularis angebracht ist, kann auch eine Venenpulskurve aufgezeichnet werden, was sich z.B. bei Herzinsuffizienz und Pericarditis bewährt. Auch mehrere zusammenschaltete Spotelektroden wären links und rechts am Hals leicht anzubringen. Sollten mehrere Sensoren an den Elektroden angebracht sein, würden eventuell auch mehrere elektrische Zuleitungen ev. auch geschirmte
20 Zuleitungen, zu den Elektroden erforderlich werden, was die Beweglichkeit der Kabel einschränken könnte. Um dies zu verhindern, könnten die gewonnenen Signale auch über Funk an ELMIT -27- und die CPU -27- zur weiteren Auswertung übertragen werden. Auch ist daran gedacht, dass zusätzliche Sensoren auch außerhalb der EKG-Elektroden angebracht werden können. So ist daran gedacht, einen Lichtemitter und Lichtsensor z.B. in Form eines
25 Pulsoximeters -38- an zumindest einer der Akren anzubringen und damit die Sauerstoffsättigung und die Pulswelle, z.B. auch die Form der Pulswelle zu analysieren. In Kombination mit der zumindest einen aufpumpbaren Manschette -10- platziert am Arm, Oberschenkel oder Unterschenkel, kann damit auch die Durchblutung bzw. deren Störung in den verschiedenen Extremitäten analysiert werden, z.B. auch in bekannter Weise in Form des
30 Ankle-Brachial Index.

Eine weitere Verbesserung des herkömmlichen EKGs wird dadurch erreicht, dass auch eine oder mehrere Elektroden an der Brustwand, das sind die Elektroden, die nicht für das zentrale Terminal Wilson zusammenschaltet werden, auch für die Aufzeichnung eines
35 Phonokardiogramms bzw. von mechanischen Erregungen geeignet sind. Für ein optimales Signal bewährt sich eine ca. 30 Grad Linksseitenlage, was z.B. durch einen Keilpolster erleichtert werden kann.

In Fig. 3 wird dazu gezeigt, wie diese Elektroden ausgeführt sein müssen, um neben dem EKG auch die mechanische Tätigkeit des Herzens aufzuzeichnen: Mit -11- ist dabei ein Elektrodenkörper -11-, z.B. annähernd kreisförmig oder oval beschrieben, in dessen Inneren z.B. symmetrisch oder asymmetrisch ein mechanischer Aufnehmer -9- z.B. Beschleunigungssensor -9b- untergebracht ist. Bei diesem mechanischen Aufnehmer -9- könnte es sich z.B. um ein Accelerometer -9b, handeln, welches zur Gänze von der durchgehenden, elektrisch leitenden Elektrode -23- abgedeckt sein könnte, wie dies im oberen Teil und unteren Teil der Fig. 3 gezeigt ist. Der mechanische Aufnehmer -9- z.B. Accelerometer -9b- könnte auch andererseits an einer flexiblen, möglichst wenig dämpfenden Membran -13-, z.B. innerhalb der Öffnung -24- der elektrisch leitenden Elektrode -23- angebracht sein, um keine Dämpfung durch die Masse des Elektrodenkörpers -11- zu erfahren, wie dies in der rechten Mitte der Fig.3 gezeigt wird. Dieser Accelerometer -9b- kann die Pulsation des Herzens, wie z.B. den Herzspitzenstoß, das Apexogramm, oder auch die vom Herzen ausgehenden Schallschwingungen, wie z.B. die Herztöne und Herzgeräusche registrieren. Sollten mehrere mechanische Aufnehmer -9- innerhalb der verschiedenen Brustwandelektroden V1 bis V6 angebracht sein, können auch Verzögerungen der Bewegung des Herzens von einem Herzabschnitt zum anderen aufgezeichnet werden können, wie sie z.B. durch nicht funktionsfähige Areale des Herzens; z.B. nach Herzinfarkt, entstehen können. Um den mechanischen Aufnehmer -9-, z B das Accelerometer -9b- für Phonocardiogramm und für die Registrierung der Bewegung des Herzens verwenden zu können, sollte für die Verarbeitung des Signals zumindest ein elektronisches Filter vorhanden sein. Für die Aufzeichnung des Phonocardiogramms ist dafür ein Hochpassfilter günstig, welches Frequenzen zwischen ca. 50 bis 70 Hz, bevorzugt ca. 70 Hz einerseits und ca. 1000 Hz andererseits durchläßt, für die Verwendung z.B. im Apexogramm ein Tiefpassfilter, welches Frequenzen zwischen ca. 0,1 einerseits und ca. 20 bis 70 Hz, bevorzugt ca. 30 Hz andererseits durchläßt. Besonders vorteilhaft ist die parallele Ausführung von zumindest zwei elektronischen Messstrecken sodass beide Frequenzanteile parallel und ev. unterschiedlich nachbearbeitet werden können. So können aus dem Apex Cardiogramm und dem Phonocardiogramm gleichzeitig die systolischen und diastolischen Zeitintervalle, wie z.B. PEP, LVET als Maß für die systolische Funktion, z.B. A2O als Maß für die diastolische Funktion, und dritter Herzton wie bei Herzinsuffizienz beobachtet, bzw. charakteristische Herzgeräusche, wie sie bei Vitien vorkommen, ermittelt werden.

Bei Verwendung eines Accelerometers -9b- kann die Öffnung -24- in der elektrisch leitenden Elektrode -23- wegfallen, weil die Beschleunigung auch durch die elektrisch leitende Elektrode -23- an den mechanischen Aufnehmer, z.B. Accelerometer -9b- weitergeleitet wird. Es ist daran gedacht, diesen Elektrodenkörper -11- entweder mittels einer klebenden Folie (nicht gezeigt, da Standard) oder eventuell in bekannter Weise mittels Saugelektrode am

Körper anzubringen, wobei mit -15- eine elastische Saugglocke -15- gezeigt ist, die rund um den Elektrodenkörper -11- am untersuchten Körper eine dichte Lippe -16- bildet, sodass innerhalb der Saugelektrode ein Vakuum erzeugt werden kann.

5 Um möglichst optimale Signale zu erhalten, ist ein völlig vibrationsfreies Vakuum sehr von Vorteil. Die elastischen Saugglocken -15- sind über Saugleitungen -17- mit der Unterdruckquelle -18-, z.B. einer Saugpumpe verbunden wobei die Unterdruckquelle -18- entweder von vornherein vibrationsfrei sein könnte, wie dies z.B. bei einem Unterdruckbehälter mit großer Kapazität der Fall sein könnte, oder es ist zumindest ein
10 entsprechend großes, stark dämpfendes Ausgleichsgefäß -19- oder mehrere Ausgleichsgefäße -19-, eventuell in Serie geschaltet, vorhanden. Eventuell finden sich zusätzlich Ventile -20- zwischen den elastischen Saugglocken -15- und dem/den Ausgleichsgefäß/en -19-, die immer nur dann öffnen, wenn die Unterdruckpumpe nicht eingeschaltet ist. So kann immer ein absolut vibrationsfreier Unterdruck hergestellt werden, wobei z.B. auch die Signalgüte von
15 elektrischen und mechanischen und optischen Abnehmern den optimalen Unterdruck rückgekoppelt adaptieren lassen könnte. Es kann dabei der Unterdruck so eingestellt werden, dass bei diesem die Signalgüte und das Signal-Rauschverhältnis von elektrischen, optischen, mechanischen und Temperatursensoren -35- optimal ist. Ein Ablassventil -21- für die rasche Beseitigung des Vakuums kann vorhanden sein, wobei dieses natürlich mit dem Ventil -20-
20 kombiniert sein kann.

Um zu gewährleisten, dass der Unterdruck in den nicht an den Körper angelegten Elektroden nicht verloren geht, sind die Saugelektroden so ausgeführt, dass nur im angelegten Zustand an den Körper in der Saugkammer -15a-, die zwischen Elektrodenkörper -11- und elastischer
25 Saugglocke -15- entsteht, wenn der Elektrodenkörper -11- die menschliche oder tierische Haut angelegt wird, ein Unterdruck entstehen kann. Dazu ist es notwendig, die Elektrode an den Körper zu pressen, wodurch sich eine Dichtlippe -22- zwischen dem Elektrodenkörper -11- und der elastischen Saugglocke -15- öffnet, wie das schon 1984 beschrieben wurde (Lundbaeck, US4646747, 1984) . Sobald die Elektrode vom Körper entfernt wird, schließt
30 sich durch die Eigenelastizität die Dichtlippe -22- um den Elektrodenkörper -11- und in der/den Saugleitungen -17- der angelegten und nicht angelegten Elektrode/n bleibt der Unterdruck aufrecht.

Wenn die elektrisch leitende Elektrode -23- z.B. Silberchloridelektrode eine z.B.
35 asymmetrische Öffnung -24- für den mechanischen Aufnehmer -9-, z.B. ein Mikrofon -9a- oder ein Accelerometer -9b-, aufweist, hat dies den Vorteil, dass eine größere, geschlossene Elektrodenfläche für den elektrischen Kontakt mit der Haut zur Verfügung steht. Andererseits kann der mechanische Aufnehmer -9- ohne Veränderung der Position der Elektrode am

Körper nur durch Drehung so platziert werden, dass der mechanische Aufnehmer -9- zwischen die Rippen des menschlichen Körpers zu liegen kommt, auch wenn der Hauptteil der elastischen Saugglocke -15- über den Rippen des menschlichen Körpers zu liegen kommen sollte. Durch Platzierung eines weiteren mechanischen Aufnehmers -9- in einer weiteren Elektrode am Thorax an einem Ort wo kein Herzschall oder Herzbewegung entsteht, z.B. V4r bis V6r, könnte auch der Hintergrundlärm oder die Hintergrundbewegung am Thorax registriert und das Nutzsignal für diese Störung korrigiert werden.

Die Elektrodenkörperleitungen -29- von der elektrisch leitenden Elektrode -23- bzw. den mechanischen Aufnehmern -9- und/oder den Temperatursensoren -35- führen entweder z.B. zu einem Steckerweibchen -26- z.B. zu einem Multipolsteckerweibchen -26- und über die entsprechenden Kontakte -30- zu einem Stecker -25-, z.B. Multipolstecker -25-, oder auch direkt zum kombinierten EKG- Licht-, Mechano- und Impedanz- und Temperatur-Analysator, abgekürzt ELMIT -27- bzw. zur CPU -27-. Die elektrischen Leitungen -31- sind dabei der Übersicht halber vielfach nur als einfache Leitungen gekennzeichnet, auch wenn mehr als eine elektrische Leitung -31- für die Funktion notwendig ist, auch sind nicht alle Leitungen mit der -31- gekennzeichnet, da die elektrische Verbindung zwischen den einzelnen Elementen in der Abbildung offensichtlich ist. Um nicht Rückstände von der Haut wie Schweiß, Haare oder Hautschuppen in die Saugleitungen -17- gelangen zu lassen, ist ein luftdurchlässiges Schwämmchen -28- vorgesehen, welches biologische Rückstände und Feuchtigkeit nicht durchläßt, und welches nach Wegstülpen der elastischen Saugglocke -15- ausgetauscht werden kann. Die Kontaktierung des z.B. Multipolsteckers -25- über das Multipolsteckerweibchens -26- zu den Elektrodenkörperleitungen -29- innerhalb des Elektrodenkörpers -11- stellt insofern eine Herausforderung dar, da die elastische Saugglocke -15- und damit auch der Elektrodenkörper -11- und damit auch der Multipolstecker -25- relativ klein sein müssen, damit ein guter Unterdruck aufgebaut werden kann. Trotzdem müssen die gesetzlich vorgeschriebenen elektrischen Sicherheitsabstände zwischen den Kontakten -30- eingehalten werden. Es wird daher vorgeschlagen, um den Multipolstecker -25- ein elektrisch leitendes Rohr -32- anzubringen, das als zusätzlicher elektrischer Kontakt dient und welches gleichzeitig auch als Transportmedium für den Unterdruck dient und welches die Saugleitungen -17- gegenüber der elastischen Saugglocke -15- abdichtet und dabei ein leichtes Auswechseln der elastischen Saugglocke -15- und/oder des Elektrodenkörpers -11- ermöglicht. Das elektrisch leitende Rohr -32- ist dabei vom Multipolstecker -25- z.B. durch einen Isolierkörper -33- getrennt. Es muß natürlich sicher gestellt werden, daß das Vakuum innerhalb des Rohres mit der Saugleitung -17- innerhalb der elastischen Saugglocke in Verbindung steht, was z.B. durch Bohrung -34- im Isolierkörper -33- möglich wird. Im unteren Teil der Abbildung 3 ist der Elektrodenkörper -11- um 90 Grad gedreht gezeichnet, so dass die Ausformung der Saugleitung -17-, der Multipolstecker -25-

und das Multipolsteckerweibchen -26- mit den Kontakten -30- hier besser sichtbar werden. Das elektrisch leitende Rohr -32- ist dabei strichliert gezeichnet, da es nicht in der Schnittebene der Abbildung liegt. Bei Ausprägung der Elektrode nur als elektrisch leitende Elektrode -23- ohne zusätzliche Aufnehmer am Elektrodenkörper -11- benötigt es natürlich
5 keinen Multipolstecker -25- sondern nur einen einfach kontaktierten Stecker -25-. Der Stecker -25- bzw. das Steckerweibchen -26- dienen dazu, dass die elastische Saugglocke -15- ebenfalls leicht ausgetauscht werden kann. Der Stecker -25- und das Steckerweibchen -26- könnten irgendwo auch in der elektrischen Leitung -31- zum elektrischen oder elektronischen Schalter, z.B. Multiplexer -2- liegen. Die Stecker -25- müssen jedoch auch dann so schlank
10 ausgeführt sein, dass sich die elektrischen Leitungen -31- mit dem Stecker -25- oder dem Steckerweibchen -26- gemeinsam mit dem in diesem Fall fix verbundenen Elektrodenkörper -11- von der elastischen Saugglocke fädeln lassen, das heißt, dass die Saugglocke dann allein bzw. der Elektrodenkörper -11- allein mit dem daranhängenden Kabel leicht ausgetauscht werden können. Das heißt, dass der äußere Durchmesser des Steckers -25- auch dann nicht
15 wesentlich größer sein darf, als die Ausnehmung -15b- in der elastischen Saugglocke -15-, in die in der Abbildung 3 das elektrisch leitende Rohr -32- eingeführt ist.

Es ist daran gedacht, während Phasen unveränderter Herzfähigkeit Templates (Vorlagen) von allen gemessenen und errechneten Parametern zu generieren und zu speichern. Wenn dann die
20 Untersuchung zu einem späteren Zeitpunkt wiederholt wird, können die Veränderungen der Parameter numerisch und graphisch als Trend aufgezeichnet werden. Dazu ist auch an die Verwendung von Normfeldern für die einzelnen Parameter gedacht. Wenn bei einer einzelnen Untersuchung mehrere Untersuchungsperioden z.B. nach physiologischen oder pharmakologischen Interventionen aneinander gereiht werden, und z.B. mehrere Templates
25 derselben Parameter generiert werden, kann der Zeitgang der Änderung der Herz-Kreislauffähigkeit analysiert und der Trend aufgezeichnet werden. Wenn dann die Untersuchung nach einiger Zeit wiederholt wird, könnten die Trends der einzelnen Untersuchungen, die zu einem verschiedenen Zeitpunkt stattgefunden haben, dann überlagert, grafisch mit Datumsangabe dargestellt werden, umso leicht Veränderungen der Herz- und
30 Kreislauffähigkeit zwischen den einzelnen Zeitpunkten der Untersuchungen zu erkennen. Auch hier ist an die Verwendung von Normfeldern für die einzelnen Parameter gedacht. Als Beispiele seien Veränderungen der ST Strecke oder des dz/dt während einer Belastungsuntersuchung angeführt. Die Signale für Anfang und Ende der Perioden können entweder händisch oder auch von einem anderen Gerät z.B. von einem Ergometer eingegeben
35 werden. Speziell ist auch daran gedacht, alternative Herzschläge in separaten Templates zu analysieren, um so nicht nur den „electrical Alternans“ sondern auch einen „mechanischen Alternans“ zu generieren und zu analysieren, um so eine Fehlfunktion des Herzmuskels noch besser erkennen zu können. Die Messung der Änderung des Volumens nicht nur im Thorax

sondern auch an zumindest einer Extremität (dZ oder dZ/dt) ermöglicht auch die Bestimmung eines concordanten oder discordanten Alternans des rechten und linken Ventrikels, da die Änderung des Volumens im Thorax mit dem Herzschlag vorwiegend durch die rechte Herzkammer, in der Extremität jedoch nur durch die linke Herzkammer bewirkt wird.

5 Speziell wird man auch detektierte Extrasystolen dazu benützen, einen dadurch im Anschluß ausgelösten Alternans zu entdecken. Für die Auslösung von Alternans und auch für die generelle Analyse aller Signale, wie z.B. Herzzeitintervallen, Pulswellenlaufzeit, Volumsbeschleunigung durch dz/dt usw. ist auch an die Verwendung von Stimulationsmethoden des Kreislaufs, wie z.B. Erhöhung der Herzfrequenz durch

10 Körperarbeit oder Pharmaka bzw. während der Erholungsphase von diesen Belastungen gedacht, weil dadurch eine noch bessere Beurteilung des Kreislaufs möglich ist.

Alle gewonnenen Daten können in einem Speicher—40a-, dem Patienten zugeordnet, permanent gespeichert werden. So kann der Patient im Längsschnittuntersuchungen im Laufe der Zeit

15 untersucht werden und Veränderungen gegenüber den Vorbefunden registriert und erkannt bzw. im Befund z.B. durch den Printer —40b- als Zahlen oder graphisch ausgegeben werden. Dies betrifft selbstverständlich nicht nur die elektrische Tätigkeit, wie Veränderungen des P-Wellen, R-Zacken- und T-Wellen- Vektors, Anomalien der p-Welle, des Kammerkomplexes und der Nachschwankung, der PQ-Zeit, der Dauer der Kammererregung, der Höhe der T-

20 Welle, der QT-Dauer, QT-Dispersion und anderen Änderungen des EKGs, zusätzlich werden so auch Änderung der Impedanz mit dem Herzschlag und aller anderen oben aufgeführten Parameter wie z.B. Herzleistung, Herzinsuffizienzklasse (z.B. NYHA Klasse), geschätztes atriales natriuretisches Peptid, z.B. BNP, NT-proBNP, der lösliche ST2 receptor (sST2), Cardiotrophin, Adrenomedullin und/oder andere geschätzte biochemische Parameter für die

25 Faserspannung des Herzmuskels bzw. für biomechanischen Stress, systolische Funktion, diastolische Funktion, Klappenfehler, Extrazellulärwasser, intrazelluläres Wasser, Gesamtkörperwasser, Muskelmasse, Fettmasse, Extrazellulär/Intrazellulärwasser-Verhältnis bzw. die Verteilung des Körperwassers und deren Teilkomponenten und deren Verhältnis zueinander in den einzelnen Körperteilen erkannt und als Zahlenwerte und/oder graphisch als

30 Trend über die Zeit ausgegeben, sodass auf einen Blick eine Gefährdung des Patienten durch Änderung obiger Parameter erkannt werden kann. Die gewonnenen Rohdaten müssen dann zum Teil durch Kombination miteinander in komplexen Berechnungen, z.B. multiplen Regressionsgleichungen, verarbeitet werden, um die gewünschten Parameter zu errechnen. Als Beispiele seien nur die Kombination von Änderungen des dZ/dt max in verschiedenen

35 Körpersegmenten mit einer Erkennung eines expandierten Extrazellulärwassers (ECW) z.B. eines erhöhten ECW in Relation zum intrazellulären Wasser (ICW) oder in Relation zum Total Body Water (TBW), also einer erhöhten ECW/ICW oder ECW/TBW Ratio genannt oder auch eine Änderung der Apexogrammkurve gemeinsam mit einer Änderung der

systolischen und diastolischen Zeitintervalle, z.B. auch die rasche Relaxationszeit, nämlich die A2O-Zeit zur Erfassung einer gestörten diastolischen Funktion wie sie aus der Erkennung der Herztöne und des Apexocardiogramm ermittelt werden können. Auch die Veränderungen im Apexocardiogramm wie z.B. ein „mid systolic bulge“ können zusätzlich zu den EKG
5 Veränderungen zur Diagnose eines Herzinfarktes herangezogen werden. Auch Störungen des Percards, z.B. Pericarditis bzw. auch Klappenfehler z.B. Aortenstenose können auch über die Relation von a zu e-o-Welle im Apex Cardiogramm erkannt werden. Auch die erste Ableitung des Apexocardiogramm ermöglicht eine besonders genaue Beurteilung der Herzfunktion. Aber auch der Trainingszustand und eine Verbesserung der Herzkreislaufleistung läßt sich aus
10 den angegebenen Parametern auch ohne Maximalbelastung über Regressionsgleichungen gut errechnen, so kann z.B. VO₂max, die maximal zu leistende Wattanzahl und die körperliche Leistungsfähigkeit in Prozent der Norm z.B. mit Hilfe von multiplen Regressionsgleichungen bzw. auch neuronalen Netzen geschätzt werden, was bei der Trainingsberatung von Sportlern und Kranken hilft. Auch eine Veränderung der Muskelmasse in einzelnen Körpersegmenten
15 und im Ganzkörper kann mit Hilfe der gewonnenen Daten erfasst werden.

Zur Erfassung von Über- oder Unterhydrierung bewährt sich besonders die Berechnung der Abweichung von TBW oder ECW oder ICW oder ECW/ICW Ratio von der zwischen der FM/kg Körpergewicht einerseits und TBW/kg Körpergewicht bzw. ECW/kg Körpergewicht
20 bzw. ECW/ICW bei Gesunden ermittelten Regressionsgeraden. Um die Signalgüte aller Signale zu optimieren, ist auch daran gedacht, einerseits die Signale möglichst nahe an den Aufnehmern zu verstärken, z.B. in bekannter Weise mit Operationsverstärkern, die allfällige Einstreuungen bzw. Verfälschungen zu kompensieren, weiters sollten wo notwendig alle Leitungen mit aktiven Schirmen ausgestattet werden, außerdem ist, wo möglich, auch an eine
25 frühe Digitalisierung der Signale nahe an den Aufnehmern gedacht, was etwaige Probleme bei der Signalgüte eliminieren helfen würde.

Fig. 4 zeigt eine andere Ausführung der Saugelektrode, bei der zwei verschiedene Stecker (= Steckverbindungen) -25-, —44- in dem von der elastischen Saugglocke -15- umgebenen
30 Elektrodenkörper -11- den Kontakt mit den elektrisch leitenden Elektroden -23- aufnehmen. Aus Sicherheitsgründen muß nämlich zwischen den Elektrodenkörperleitungen -29-, die zur elektrisch leitenden Elektrode -23- und zum mechanischen Aufnehmer -9- führen, ein in den Normen festgelegter großer Sicherheitsabstand eingehalten werden, der sich anders kaum realisieren läßt. Wann immer von einem Stecker und einem Steckerweibchen in dieser
35 Anmeldung die Rede ist, ist jedem Fachmann verständlich, dass die beiden Begriffe austauschbar gemeint sind, deswegen auch der Begriff Steckverbindung -25- eingeführt wird. Ein konischer Stecker —43- stellt beispielsweise den elektrischen Kontakt zum Steckerweibchen -26- her. Eine großflächige Ausführung des konischen Steckers -43-, z.B.

mit vergoldeter Oberfläche gewährleistet auch einen guten elektrischen Kontakt im Falle der durch Feuchtigkeit ausgelösten Korrosion des konischen Steckers —43-. Eine Bohrung -34- im elektrisch leitenden Rohr -32- stellt dabei die Verbindung zur Saugkammer -15a- her. Ein zweiter Stecker —44-, z.B. ein Klinkenstecker, mit mehreren Kontakten -30- zum Steckerweibchen -26- ist z.B. im Elektrodenkörper -11- befestigt und stellt die Verbindung zum mechanischen Aufnehmer -9- her. Zwei Ausnehmungen -15b- in der elastischen Saugglocke -15- dichten die Durchführung der zwei Stecker -25-, —44- gegenüber der Saugglocke -15-. Es ist jedem Fachmann verständlich, daß statt des zweiten Steckers --44- auch ein Steckerweibchen -26- im Elektrodenkörper -11- befestigt sein könnte und der zweite Stecker —44- durch die Ausnehmung -15b- in die Saugglocke -15- eingeführt werden könnte. Die tatsächlich gezeigte Ausführung hat aber den Vorteil, daß bei Austausch der Saugglocke -15- der zweite Stecker —44- als beim Einführen des Elektrodenkörpers -11- in die elastische Saugglocke -15- der Führung durch die Ausnehmung -15b- dienen kann. Bei Vergleich der Abbildungen 2 und 4 zeigt sich schon, wieviel einfacher die Ausführung in Fig. 4 ist und um wieviel sicherer die gesetzlich notwendigen Sicherheitsabstände zwischen den elektrischen Leitungen eingehalten werden können. Dies speziell unter dem Umstand, daß es kaum verhindert werden kann, dass auch elektrisch leitende Flüssigkeit, die in bekannter Weise zur Verbesserung des elektrischen Kontaktes zwischen elektrisch leitender Elektrode -23- mit der Haut dient, in die Saugleitung -17- gelangt. Z.B. kann ein leicht austauschbares, luftdurchlässiges Schwämmchen -28-, ein Eindringen von Flüssigkeit bis zur Unterdruckquelle -18- verhindern. Die Steckverbinder -25-, 45- -26- können selbstverständlich auch durch Ausnehmungen -15b-, die an der dem untersuchten Körper visavis liegenden Fläche der Saugglocke -15- liegen, durchgeführt werden.

25 Eine weitere Ausführung, in Fig. 5 gezeigt, wäre, die Saugglocke -15- so zu gestalten, dass der Elektrodenkörper -11- an der dem untersuchten Körper abgewandten Seite frei aus der Saugglocke ragen kann, wobei das Elastomer den Elektrodenkörper -11- an der Zirkumferenz des Elektrodenkörpers -11- rundum dicht umgibt und luftdicht abschließt, wobei dann die Steckverbinder -25-, —44- -26- an der dem untersuchten Körper abgewandten freiliegenden Seite des Elektrodenkörpers -11- angebracht werden. Am besten sind Stecker -25- und zweiter Stecker —44- durch einen Abstandhalter -45a- gemeinsam fixiert und als Winkelstecker ausgeführt. Auch hier können dann die Sicherheitsabstände gut eingehalten werden. Eine alternative, in den Abbildungen nicht gezeigte Ausführung dieser Saugelektrode wäre, die Elektrodenkörperleitungen -29- direkt mit der elektrisch leitenden Elektrode -23- und dem mechanischen Aufnehmer -9- z.B. dem Accelerometer -9b- direkt elektrisch zu verbinden und die elektrischen Leitungen -31- ferne dem Elektrodenkörper -11- bzw. der elastischen Saugglocke -15- steckbar zu machen. Diese Lösung ist besonders günstig wenn

die Saugglocke entsprechend Fig. 5 ausgeführt ist, weil dann im Elastomer keine Ausnehmungen -15b- der elastischen Saugglocke -15- vorhanden sein müssen.

Es wurden auch verschiedene andere Elektrodenkonfigurationen getestet, bei diesen
5 Untersuchungen hat sich gezeigt, dass auch nicht auf einem gemeinsamen Träger liegende Elektroden, wie z.B. eine Einzelklemme die auf den gegenüberliegenden getrennten Branchen jeweils eine einzelne elektrisch leitende Elektrode -23- trägt, von denen eine als Einspeiseelektrode, die andere als Messelektrode verwendet wird, zu vergleichbaren Ergebnissen führt (Fig. 6). Es wird sich in diesem Fall das elektrische Feld -39-, gepunktet
10 gezeichnet, zwar nicht komplett bis zur Messelektrode ausbreiten, jedoch wird das Prinzip der Vierpunktimpedanzmessung gewahrt und die fehlende Distanz zur Messelektrode auch in diesem Fall, wie in Fig. 2, als Ionenleiter -40- verwendet, da die hohe Ionenkonzentration im Organismus einen exzellenten elektrischen Leiter darstellt.

15 Fig. 7 zeigt eine weitere Ausführungsform einer gemeinsamen Elektrode für die Aufzeichnung des EKG und für die Emission und Registrierung von zusätzlichen physikalischen Parametern (z.B. einer oder mehrere der Parameter Strom, Spannung, Druck, Schall, Licht, Temperatur, Position). Mit -41- ist dabei schematisch entsprechend dem Aufgabenbereich der Erfindung eine EKG- Elektrode gezeigt, die Druck emittiert, nämlich
20 eine aufblasbare Handgelenkmanschette -41-, der Klettverschluss ist mit -42- gekennzeichnet. Mit -23- sind die elektrisch leitenden Elektroden gekennzeichnet, die für die EKG Aufzeichnung und für die Impedanzmessung verwendet werden und die, versorgt mit Elektrodengel, durch das Aufblasen der Manschette gut an das Handgelenk gepresst werden. Mit -9- ist eine Vorrichtung zur Pulswellenanalyse gezeigt. Dabei könnte es sich z.B. um
25 einen mechanischen Aufnehmer -9-, z.B. einen Drucksensor, z.B. Accelerometer -9b- handeln, das z.B. auch an der Wand einer flüssigkeitsgefüllten Blase -42a- angebracht ist. Diese Blase vergrößert die Fläche, an der der mechanische Aufnehmer -9-, oder ein anderer Drucksensor die Pulswelle registrieren kann, sodass eine genaue Platzierung der aufblasbaren Handgelenkmanschette -41- nicht notwendig ist und trotzdem die Pulswelle registriert werden
30 kann. Gemeinsam mit den anderen Signalen kann dann die Pulswellenlaufzeit, der Augmentationsindex oder proximale und distale Compliance nach Watt und Burrus (J Appl Physiol 40: 171- 176, 1976) und anderen Methoden registriert und analysiert werden und auch der arterielle Blutdruck z.B. nach der bekannten oszillometrischen Methode in kurzen Intervallen oder auch quasi-kontinuierlich bestimmt werden. Auch eine nicht aufblasbare
35 Manschette könnte durch den Klettverschluß -42- oder anderen Verschluß genügend Auflagedruck der Sensoren bewirken, nur fällt dann die oszillometrische Blutdruckmessung fort.

In Ländern, in denen Saugelektroden aus hygienischen Bedenken nicht verwendet werden und in denen Einmalektroden erwünscht sind, kann es sich bewähren, statt der Saugelektroden Klebelektroden zu verwenden. Bei den Extremitätenelektroden können dafür entweder Doppelektroden auf einer gemeinsamen Klebefolie -37a-, wie in Fig. 1 am Hals verwendet
5 oder auch ein oder zwei einzelne Klebelektroden -46- verwendet werden.

Eine weitere Version der Elektrodenkonfiguration ist in Fig. 8 gezeigt. Es handelt sich dabei um eine Universalelektrode, die sowohl als Saugelektrode oder auch als Klebelektrode oder auch als Klemmelektrode ausgeführt werden kann. Mit -11- ist der Elektrodenkörper gezeigt
10 der ein Accelerometer -9b- und einen Defibrillationsschutz -50- enthält (schematisch gezeichnet, der alle notwendigen Bauteile wie Widerstände und Kondensatoren enthält) wobei die Elektrodenkörperleitungen -29- mittels einer Druckknopfverbindung -45- an der elektrisch leitende Elektrode -23- angeklippt werden kann. Jede andere Art der leicht herstellbaren und trennbaren Verbindung (z.B. Steck- Klemm-, Schiebeverbindung, federnde
15 Klammer usw) statt der Druckknopfverbindung -45- könnte ebenfalls verwendet werden. Bei der elektrisch leitenden Elektrode -23- handelt es sich z.B. um eine Klebelektrode -46- mit einem Elektrodengel getränktem Schwämmchen -47- mit außen liegender Klebefläche -48- oder um eine Saugelektrode mit umliegenden elastischen Saugglocke -15- wie in Fig. 8 gezeigt, Der Elektrodenkörper kann entweder in eine Saugelektrode eingebracht werden oder
20 auch an konventionelle Klebelektroden -46- oder auch Klemmelektroden -4-, -5-, -6-, wie für die Extremitätenelektroden vorgesehen, angeklippt werden, wobei die elastische Saugglocke -15- natürlich wegfällt. Der Vorteil ist, dass mit nur einem Elektrodenkörper -11-, der Defibrillationsschutzschutz -50- und den mechanischen Aufnehmer -99a- z.B. das Accelerometer -9b- enthält, sowohl Halselektroden, Brustwandelektroden und
25 Klemmelektroden bedient werden können, andererseits kann der Elektrodenkörper -11- bei der Kabelfertigung gleich in einem mit der Platine mitgefertigt, z.B. gegossen werden. Weiters ist die mit dem Gebrauch alternde elektrisch leitende Elektrode -23- auch bei Saug-Ausführung genauso leicht austauschbar wie bei den wegwerfbaren Klebelektroden -46-. Zur Verstärkung der elektrisch leitenden Elektrode kann eine Grundplatte -51- vorgesehen sein.
30 Zur Abdichtung der Druckknopfverbindung -45- von der umgebenden Feuchtigkeit kann eine Abdichtung, z.B. ein O-Ring -52- vorgesehen sein. Alle notwendigen Teile, wie Defibrillationsschutz -50-, Accelerometer -9b- und Druckknopfverbindung -45- können leicht auf einer gemeinsamen kleinen Platine -53-, die Platinenumrandung ist strichliert gezeichnet, untergebracht werden. Damit die Saugleitung -17- automatisch Anschluß an die
35 Saugkammer -15a- findet, kann eine Nut des Elastomers -54- für die Aufnahme der elektrischen Leitungen -31- strichliert gezeichnet, in der elastischen Saugglocke -15- vorhanden sein.

Es ist eine möglichst trägheitsfreie Übertragung der mechanischen Schwingungen der Thoraxwand hervorgerufen durch 1., 2., oder auch 3. Herzton oder auch über interessierende Herzgeräusche, wie sie bei Vitien beobachtet werden, auf die Elektrode gewährleistet und trotzdem kann der mechanische Aufnehmer -9- immer wieder verwendet werden. Die elektrischen Leitungen -31- übertragen sowohl die elektrischen Signale als auch alle anderen physikalischen Signale an das EKG-Mechano-Impedanzgerät -27-. Wenn z.B. nur zwei der 10 Elektroden des 12 Kanal EKG ein Accelerometer -9b-, nämlich z.B. eine der Brustwandelektroden z.B. V1, V2, V4 einerseits und eine Extremitätenelektrode andererseits tragen, können die Herztöne und die Pulswelle aufgezeichnet werden, woraus sich eine exzellente Analyse der Kreislaufzeiten und anderer wichtiger Kreislaufparameter wie z.B. auch Pulswellenlaufzeit ergibt.

Eine solche Elektrode, genau angebracht z.B. über einer an der Oberfläche des Körpers liegenden Arterie, z.B. der Arteria radialis oder der Arteria temporalis oder der Arteria femoralis, Arteria tibialis posterior oder dorsalis pedis ist geeignet, die Pulswelle aufzuzeichnen und damit eine Analyse derselben z.B. mit Hilfe eines mathematischen Modelles, z.B. des Windkesselmodells nach Watt und Burrus (J Appl Physiol 40: 171- 176, 1976) oder mit Hilfe des Augmentationsindex (J Appl Physiol 40: 171- 176, 1976) durchzuführen bzw. um die Pulswellenlaufzeit zu berechnen. Die gleichzeitige Aufzeichnung der Volumswelle mittels Impedanz und der Druckwelle mittels Accelerometer ermöglicht zusätzliche Einblicke in die Gefäßeigenschaften, wie z.B. der Compliance der oder des Füllungszustandes der Gefäße

Um bei Verwendung der rechten Beinelektrode für Impedanzmessungen durch die Verwendung des „right leg drive“ keine Verfälschungen zu generieren, müssen entsprechende Maßnahmen bei der Gestaltung der Stromquelle eingehalten werden, die jedem Elektroniker gut vertraut sind.

Um die Reproduzierbarkeit der Thoraximpedanzmessungen zu verbessern. hat es sich auch bewährt aus den einzelnen Templates, gewonnen jeweils nur mittels Ableitung zwischen oberer Thoraxapertur und einer einzelnen Brustwandelektrode durch Mittelung, bevorzugt mit gleicher Wichtung der einzelnen Templates, ein gemeinsames Template zu ermitteln, weil damit besonders auch Variationen der Position der einzelnen Brustwandelektrode bei Untersuchungen zu unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten bei langzeitbetreuten Patienten, die nur schwer verhindert werden können, ausgeglichen werden können. Deswegen wird auch geraten, gut identifizierbare Positionen für die peripheren Elektroden festzulegen, z.B. sind dies proximal von Handgelenk, Knöchel sowie supraclaviculär.

Wie erwähnt, können zur Beseitigung von „Noise“ bei der Registrierung von Herztönen und Herzgeräuschen durch die Elektroden V1 bis V6 z.B. die herzfernen Elektrodenpositionen V4r bis V6r. Benutzt werden. Dann könnte nämlich vom Signal der Herzaktionen das Signal des herzfernen Aufnehmers subtrahiert werden. Sollte es eine zeitliche Verschiebung
5 zwischen den Signalen geben, könnte man zuerst auch noch eine Kreuzkorrelation der beiden Signale, bevorzugt unter Weglassen des Segments, das die Herzsignale trägt, durchführen und die beiden Signale so lange gegeneinander verschieben, bis die Übereinstimmung am besten und der Korrelationskoeffizient am größten ist. Erst danach sollte dann die Subtraktion der beiden wiederum kompletten Zeitreihen durchgeführt werden, sodass das Rauschen des
10 Herzsignals größtmöglich eliminiert und möglichst nur das Nutzsignal übrigbleibt. Die herzfernen Elektroden am Brustkorb, speziell V5r und die Halselektrode kann auch in bekannter Weise dazu benutzt werden, um bipolare Brustwandableitungen z.B. CM5, CM5-, CC5 abzuleiten, um die Sensitivität der Ergometrie zur Entdeckung einer koronaren Herzkrankheit zu verbessern (Chaitman et al *Circulation*. 1978;57:71-79).

15

In Fig. 9 bis 13 wird die Ergebnis von Messungen mit Hilfe der hier beschriebenen Erfindung bei ca 120 gesunden und kranken Menschen gezeigt, wobei randomisiert ein Teil der untersuchten Menschen als Eichkollektiv und ein Teil als Evaluationskollektiv verwendet wurde. Für die Erstellung der Regressionsgleichungen und für die Eichung der gegenwärtigen
20 Methode wurden sogenannte „Gold Standard Methoden“ verwendet, wie z.B. BNP Bestimmung, echocardiographische Parameter wie Fractional Shortening, EF, TAPSE, E/A und e' , Deuteriumverdünnung, Natriumbromidverdünnung, Ganzkörper DXA usw. Bei den Patienten handelt es sich um Patienten mit Herzkreislaufkrankungen, speziell mit chronischer Herzschwäche sowie Patienten mit Störungen des Flüssigkeitshaushaltes, wie
25 Ödemen, Thoraxergüssen, Ascites.

Fig. 9 zeigt beispielhaft die gewonnenen Templates am Thorax und Bein bei einem Gesunden und bei einem Patienten mit Herzinsuffizienz. In Schwarz ist dabei das EKG Template dargestellt in Dunkelgrau das Thoraxtemplate des dZ/dt und in hellgrau das Beintemplate des
30 dZ/dt . Beachte auch die Gipfelzeit, die für das Bein wegen der Volumslaufzeit verspätet beobachtet wird.

Fig. 10 zeigt die mittels multipler Regressionsgleichungen vorhergesagten BNP (brain natriuretic peptide) Werte. Die BNP Werte wurden logarithmiert, da die Verteilung des BNP einer logarithmischen Verteilung entspricht. Die Resultate einer multiplen
35 Regressionsgleichung:

$$\text{Log BNP} = f(\text{dzt/dt Thorax}) + f(\text{dz/dt Beine oder Arme}) + f(\text{ECW/ICW Körpersegment bzw. Ganzkörper})$$

haben sich dabei z.B. besonders bewährt, wobei als Segmente herznahe und herzferne
 5 Segmente, nämlich das Thoraxsegment, Abdomensegment bzw. Arm- oder Beinsegmente evaluiert wurden.

Im linken Teil vorhergesagt an einem unbekanntem Testkollektiv, welches nicht zur
 Berechnung herangezogen wurde (UNKNOWN) , im rechten Teil der Abbildung wurde das
 10 LOOCV („leave one out cross validation“) Verfahren ebenfalls am unbekanntem Kollektiv angewendet. Wie ersichtlich besteht eine sehr gute, klinisch brauchbare Vorhersage des BNP und der Herzinsuffizienz. Der Logarithmus des BNP kann dann wieder in die wahre Zahl umgerechnet werden. Das BNP ist deswegen besonders interessant, weil es sowohl bei Links- als auch bei Rechts Herzinsuffizienz und sowohl bei systolischer als auch diastolischer
 15 Herzinsuffizienz erhöht ist. Das Insert zeigt jeweils den bekannten Bland Altmann Plot. Mit NORM sind gesunde Kontrollen, Patienten sind mit PTS gekennzeichnet.

Tabelle 1 zeigt die Vorhersage einer Herzinsuffizienz mit Hilfe einer logistischen Regression mit den entsprechenden Sensitivitäten und Spezifitäten im Vergleich zu einem
 20 Patientenkollektiv ohne Herzinsuffizienz. Gezeigt ist die Originaltabelle aus dem SPSS Programm. Auch hier kann eine bemerkenswert gute Vorhersage einer Herzinsuffizienz erzielt werden.

25

Klassifikationstabelle					
Beobachtet			Voraussage		
			Keine Herzschwäche	Herzschwäche	Prozentsatz korrekt
			0,00	1,00	
Schritt 1	Kein Herzfehler	0,00	39	3	92,9
	Herzfehler	1,00	4	28	87,5
Gesamtprozentsatz					90,5

Tabelle 1

Schnittwert ist 0,500

Schritt 1: dZ/dt Thorax, dZ/dt Beine

Goldstandardmethoden wie die Echocardiographie benötigt für diese Diagnosen einen ausgebildeten Kardiologen und eine Untersuchungsdauer von zumindest 20 bis 30 Minuten, wie das u.a. auch von der deutschen kardiologischen Gesellschaft gefordert wird.

5

Statt des BNP können selbstverständlich auch alle anderen Marker, die zur Abschätzung Herzleistung dienen, seien es Parameter für andere biochemische Marker (z.B. NT-pro BNP, Adrenomedullin, Noradrenalin, Renin, Angiotensin, ADH, Aldosteron, Endothelin, usw, ob bereits verwendet oder noch nicht verwendet) Über die komplexe Kreislaufanalyse mit Beurteilung auch der peripheren Gefäße kann es möglich sein, auch Inflammationsmarker wie z.B. CRP, TNF-alpha, Interleukin usw vorherzusagen oder physikalische Marker, wie sie z.B. aus der Echocardiographie (z.B. EF, Fractional Shortening, SV, E/A, E', PEP, LVET, Tei Index, TAPSE usw) oder dem Phonocardiogramm und/oder aus der Pulskurve (z.B. PEP, LVET) ermittelt werden. Auch andere aus dem ICG Signal extrahierte Parameter wie Steigungen oder Intervalle können zusätzlich in die Gleichungen eingehen. Auch die Kreislaufzeiten, z.B. ermittelt aus dem Phonocardiogramm, wie z.B. PEP und LVET können zusätzlich in die Gleichungen eingehen, wobei jeweils nur die hochsignifikanten Prediktoren ($p < 0.01$) in die Gleichung aufgenommen werden. In ähnlicher Weise kann z.B. die Maximalleistung des Patienten z.B. in Watt, VO₂max, und die aerobe bzw. anaerobe Schwelle mit multiplen Regressionsgleichungen sehr genau geschätzt werden, wobei in diesem Fall auch die Muskelmasse der verschiedenen Körpersegmente, speziell der Beine, neben dem dZ oder dessen Ableitungen in die Regressionsgleichung eingehen kann.

Diese Regressionsgleichungen könnten z.B. lauten:

25

VO₂max (oder Maximalwatt, oder Lactat Turning Point I oder II)=

$f(dZ/dt \text{ in Ruhe}) + f(dZ/dt \text{ Anstieg während submaximaler Belastung}) + f(\text{Muskelmasse Beine}) + f(\text{Gewicht}) + f(\text{Sex, numerisch}) + f(\text{Alter})$ usw, wobei auch hier nur die Parameter in die Regressionsgleichung eingehen, die signifikant zur Verbesserung der Vorhersage beitragen.

30

Zur Diagnose der peripheren Durchblutungsstörung kann sehr gut die Änderung der Impedanz der Extremitäten (Arme, Beine) mit dem Herzschlag verwendet werden. Bekanntlich ändert sich die Form des Rheogramms (=Änderung der Impedanz der Extremitäten) besonders der Beine bei peripherer arterieller Verschlusskrankheit (z.B. PAVK, Endangitis obliterans) insoferne, als die Gipfelhöhe sich ändern kann, der Gipfelzeitpunkt (gerechnet vom Beginn des Steilanstiegs) zu einem anderen Zeitpunkt kommt, der Gipfel runder wird und ein Verlust

35

der dikroten Welle zu beobachten sein kann. Alle diese Änderungen können z.B. durch eine Fourieranalyse der Volumswelle berechnet und erkannt werden (siehe z.B. IEEE Trans Biomed Eng 30: 387-91. 1983, Eur J Appl Physiol 89: 384-86, 2003)

- 5 Es ist auch zu beachten, dass natürlich eine reduzierte Herzleistung und steife Gefäße, die einer Volumszunahme der Gefäße der Extremität entgegenwirken, die Volumswelle ebenfalls verändern. Hier kann eine mathematische Korrektur der Volumswelle für eine reduzierte Herzleistung bzw. für Atherosklerose helfen, die PAVK noch besser zu erkennen. So könnte z.B. auch eine raschere Volumswellenlaufzeit, wie sie sich aus der zeitlichen Differenz des
- 10 Beginns der anakroten Phase der Impedanzkurve am Herzen und an der Extremität ergibt, herangezogen werden, um eine Atherosklerose zu erkennen. Um die Pulswellenlaufzeit in Metern/Sekunde oder einer anderen Einheit ausgeben zu können, kann es sich bewähren, die Distanz zwischen Brustwandelektroden und Symphyse bzw. Ansatz des Beines zu messen, (z.B. auch durch die Laufzeitmessung zwischen den Elektroden) um dann die
- 15 Zeitverzögerung zwischen Beginn der anakroten Welle des dZ am Thorax und am Bein auf die zurückgelegte Distanz zu normieren. Wenn eine Atherosklerose und eine Versteifung des Gefäßes vorliegt, wird naturgemäß auch die Gipfelhöhe des Volumssignals in der Extremität in der Höhe abgeschwächt. Durch Aufbringung von zusätzlichen Elektroden, z.B. unterhalb des Kniegelenkes (z.B. einer Klebe oder Klemmelektrode) kann auch differenziert werden, ob
- 20 der Unterschenkel oder der Oberschenkel von der Verschlußkrankheit betroffen ist,

Eine weitere Möglichkeit der Analyse der Volumswelle ist ein mathematisches Modell, z.B. ein Windkesselmodell, wie es z.B. von Watt und Burrus für die periphere Pulswellenanalyse beschrieben wurde.

25

Das Verhältnis ECW zu TBW wird aus dem Verhältnis der Basisimpedanz (Grundimpedanz) bei einer niedrigen Frequenz zwischen theoretisch 0 KHz (ermittelt aus dem Cole-Cole Plot) und z B 10 kHz, z.B. 5 kHz, und einer höheren Frequenz (z.B. grösser als 100 kHz bis theoretisch ∞ kHz, ebenfalls ermittelt über den Cole Cole Plot, z.B. 400 kHz) bestimmt.

- 30 Diskrete Frequenzen z.B. in der Gegend von 5 KHz und ca. 400 kHz genügen ebenfalls sehr gut um das Verhältnis ECW/TBW oder ECW/ICW zu errechnen. Bekannterweise wird das intrazelluläre Wasser (ICW) aus der Differenz Ganzkörperwasser (TBW) und Extrazelluläres Wasser (ECW) ermittelt. Um dem wahren Werten der in vivo Verhältnisse nahe zu kommen, können zusätzlich die spezifischen Widerstände, die Resistivitäten, von ECW, ICW bzw.
- 35 TBW, (Zhu F et al. J Appl Physiol. 2006;100:717-24) in die Gleichungen eingebracht werden.

Fig. 11 zeigt auch, daß dieser Quotient sehr gut geeignet ist, Herzinsuffizienz (CHF), Lungenwasser, Pleuraergüsse (PE) und auch Ascites (ASC) bei Männern (M) und Frauen (F)

vorherzusagen, was den diagnostischen Wert der vorgestellten Anmeldung weiter verbessert. Auch das schädliche viszerale Fett im Abdomen und ein- oder beidseitige Flüssigkeitsansammlungen in den Beinen, sei es Lymphödem, Beinvenenthrombosen oder beidseitige Beinödeme bei Herzinsuffizienz oder bei nephrotischem Syndrom können gut
 5 erkannt werden. Dazu können ebenfalls empirisch ermittelte Regressionsgleichungen oder auch durch mathematische Modelle ermittelte Regressionsgleichungen unter Einbeziehung von anatomischen Maßen, Längs- und Querdurchmesser bzw. Umfängen bzw. Fläche, bzw. Größe, Gewicht und Sex (z.B. M=1, F=2) verwendet werden. So kann auch sehr gut die Sarkopenie im Gesamtkörper oder in einem Körpersegment gut abgeschätzt werden. Auch
 10 hier werden jeweils nur die hochsignifikanten Prediktoren ($p < 0.01$) in die Gleichung aufgenommen. Bei beiden Rechenbeispielen können natürlich auch andere nicht lineare Verfahren, wie z.B. neuronale Netze für die Vorhersage verwendet werden.

Neben der Berechnung des ECW/TBW oder ECW/ICW Verhältnisses gelingt mit der
 15 segmentalen Multifrequenzanalyse auch eine bemerkenswerte Vorhersage der Körperkompartimente, wie z.B. des Gesamtkörperwassers (TBW), des ECW und des ICW der „Lean Body Mass“ (LBM) oder der „Fat Mass“ (FM bzw. deren Abweichungen von der Norm wie beispielhaft in Fig. 12 gezeigt. Für diese Untersuchungen wurden insgesamt mehr als 120 Gesunde (NORM) und kranke Patienten (PTS) mit schweren Veränderungen des Salz-
 20 Wasserhaushaltes wie z.B. bei Herzinsuffizienz, Leber- und Nierenerkrankungen herangezogen. Die Regressionsgleichungen lauteten dabei z.B.:

TBW (oder TBW in % des Körpergewichts) oder ECW (oder ECW in % des Körpergewichts) oder TBW-Abweichung vom Sollwert oder ECW-Abweichung vom
 25 Sollwert oder Muskelmasse (oder Muskelmasse in % des Körpergewichts) oder Fettmasse (oder Fettmasse in % des Körpergewichts) = $f(Z_0$ bei niedriger Frequenz, z.B. 0 oder 5 kHz und/oder bei hoher Frequenz, z.B. z 400 kHz oder dem theoretisch aus dem Cole-Cole Plot ermittelten ∞ kHz) Thorax + $f(Z_0$ bei 5 und/oder 400 kHz) Abdomen + $f(Z_0$ bei 5 und/oder 400 kHz oder ∞ kHz) Arm + $f(Z_0$ bei
 30 niedriger Frequenz, z.B. 0 oder 5 kHz und/oder bei hoher Frequenz, z.B. z 400 kHz oder ∞ kHz)) Bein + $f(Z_0$ bei niedriger Frequenz, z.B. 0 oder 5 kHz und/oder bei hoher Frequenz, z.B. z 400 kHz oder ∞ kHz)) Ganzkörper und/oder Sex $f(M/=1, F=2)$ und/oder f (Gewicht) und/oder f (Größe), wobei jeweils nur die hochsignifikanten Prediktoren ($p < 0.01$) in die Gleichung aufgenommen werden.

35

Gesunde Kontrollen sind in Fig. 12 als schwarze Kreise (NORM) , kranke Menschen „patients“ (PTS) als weiße Kreise eingezeichnet. Die Kranken wiesen großteils schwere Störungen der Hydratation mit Ödemen oder Exsiccose auf. Das Gewicht der untersuchten

Personen betrug dabei zwischen 37 kg bei einer Anorexia nervosa und 155 kg bei schwerer morbider Adipositas. Trotz Einbeziehung dieser pathologischen Zustände gelingt die Vorhersage exzellent, wie wir mit Hilfe von Goldstandardmethoden wie der Deuteriumverdünnung und der Ganzkörper DXA (TBW-WB DXA) zur Bestimmung des TBW und der Natriumbromidverdünnung zur Bestimmung des ECW zeigen konnten. Auf der y-Achse findet sich das mittels segmentaler Impedanz vorhergesagte TBW (PRED TBW (SEG IMP)). Auch die Streuung für kranke Menschen ist nicht wesentlich grösser als für gesunde Kontrollen. Derartig gute Ergebnisse für kranke Menschen sind in der Literatur nicht bekannt, was die Bedeutung dieser Methode für den klinischen Alltag unterstreicht.

Fig. 13 zeigt auf der x-Achse die Beziehung zwischen aus der segmentalen Impedanz vorhergesagtem Körperfett = „fat mass“, (FM), ausgedrückt als Prozentsatz des Körpergewichtes, wobei dieser Parameter bereits ausschließlich mit Hilfe der segmentalen Impedanzmessung, wie hier vorgestellt, errechnet wurde. Auf der y-Achse ist das Verhältnis von ECW/ICW in einem herzfernen Segment z.B. im linken Bein, „left leg“ (LL) dargestellt. Links in der Fig. 13 sind gesunde Männer (NORM M) als schwarze Kreise, gesunde Frauen (NORM F) als weiße Kreise dargestellt. Wie ersichtlich haben bei dieser Darstellung gesunde Frauen eine grössere ECW/ICW Ratio, offensichtlich weil sie einen höheren Prozentsatz an Körperfett haben. In der Abbildung steht NORM für normal=gesund. Die signifikante Regressionslinie ist ebenfalls eingezeichnet. Im rechten Teil der Abbildung sind männliche und weibliche Patienten mit chronischer Herzschwäche, „chronic heart failure“ (CHF) als weiße Dreiecke gekennzeichnet. Wie ersichtlich hat ein hoher Prozentsatz dieser Patienten wie erwartet einen beträchtlichen „Fluid Overload“ im Extrazellulärraum, ein Teil jedoch hat das „Trockengewicht“ im Rahmen der Behandlung erreicht. Die senkrechte Distanz D zur Regressionslinie zeigt den Grad der Über- oder Unterhydrierung. D1 zeigt einen Patienten mit sehr grosser Überhydrierung, D2 und D3 kennzeichnen 2 Patienten mit normalem „Trockengewicht“. Auch eine Umrechnung von z.B. D1, D2, D3, in Liter Überschuss oder Fehlmengende ECW ist damit möglich.

So gelingt erstmals klar die Feststellung der Über- oder Unterhydrierung des Organismus, was vorher mittels Impedanzanalyse und auch mit anderen Methoden nicht möglich war. Dies ist z.B. auch von grosser Bedeutung für die Behandlung von Patienten mit z.B. CHF, Nierenkranken, chronischer Niereninsuffizienz, Dialysepatienten, Lebererkrankungen, Schwangerschaftsgestose oder auch Zustände von Exsiccose. Statt der Fettmasse kann in dieser Grafik auf der x-Achse natürlich das Gegenteil, nämlich ein Parameter für die „Non Fat Mass“ wie der Prozentsatz des Körpergewichtes von Ganzkörperwasser, (TBW) , Lean Body Mass (LBM) verwendet werden, wobei die Regression natürlich keine positive sondern eine negative Steigung aufweist.

Patentansprüche:

1. EKG-Gerät zumindest mit Extremitätenelektroden, dadurch gekennzeichnet, dass
zumindest eine Elektrode zusätzlich zur Emission und/oder zum Empfang von zusätzlichen
5 physikalischen Signalen, insbesondere Strom, Spannung, Druck, Schall, Licht, Temperatur,
Position, ausgebildet sind, wobei die Elektroden weiters ausgebildet sind, voneinander
beabstandet am menschlichen Körper angeordnet zu werden und dabei zwischen einander ein
Wechselstromfeld aufzubauen, und dass zumindest eine an der oberen Thoraxapertur,
insbesondere am Kopf, Hals, Nacken, an der Schulter oder den Armen anordenbare Elektrode
10 vorgesehen ist, die zur Einspeisung und/oder Messung eines Wechselstroms ausgebildet ist,
wobei das Gerät so ausgeprägt ist, dass auch die Änderung der Impedanz mit dem Herzschlag
in zumindest einem herznahen und zumindest einem herzfernen Segment registriert wird.
2. EKG-Gerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektroden zur Induzierung
15 einer Ionenleitung im Körper ausgebildet sind.
3. EKG-Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass es
Brustwandelektroden nach Wilson aufweist.
- 20 4. EKG-Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die
Beschaltung der Elektroden so ausgeprägt ist, dass die Stromeinspeisung zwischen der
Elektrode an der oberen Körperapertur und einer distalen Beinelektrode erfolgt und dass die
Messung der Impedanz und der Änderung der Impedanz mit dem Herzschlag zwischen der
Elektrode an der oberen Körperapertur und einer distalen Beinelektrode am anderen Bein oder
25 zwischen den distalen Beinelektroden an beiden Beinen erfolgt.
5. EKG-Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die
Beschaltung der Elektroden so ausgeprägt ist, dass die Stromeinspeisung zwischen zwei
distalen Beinelektroden an jeweils einem Bein erfolgt und die Messung der Impedanz und der
30 Änderung der Impedanz mit dem Herzschlag zwischen der Elektrode an der oberen
Körperapertur und alternierend jeweils einer distalen Beinelektrode erfolgt.
6. EKG Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass
Extremitätenelektroden zur Anordnung an oberen Extremitäten vorgesehen sind.
35
7. EKG-Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die
Elektrode an der Thoraxapertur als eine Doppelelektrode (1, 3) auf einem gemeinsamen
Träger (37, 37a) ausgebildet ist.

8. EKG-Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine Schaltungsvorrichtung (2), z.B. ein Multiplexer (2), vorhanden ist, die die Stromspeisung zu den Elektroden wechseln lässt und/oder zumindest einige der EKG-Elektroden zu einer gemeinsamen Impedanzelektrode zusammenschalten und wieder trennen lässt.
9. EKG-Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass ein Wechselstrom bei mehreren Frequenzen, bevorzugt bei zwischen 1 und 10 kHz, bei zwischen 30 und 200 kHz und bei zwischen 200 und 1000 kHz, in die Elektroden einspeisbar ist.
10. EKG-Gerät nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Schaltungsvorrichtung (2) elektrischen Strom an einer Elektrode der unteren Extremitäten und an der Elektrode der oberen Thoraxapertur einspeist und dass die Messung der Impedanz zwischen der Elektrode der oberen Thoraxapertur und einer an der unteren Thoraxapertur anordenbaren Elektrode erfolgt, wobei die Elektrode der unteren Thoraxapertur vorzugsweise als Brustwandelektrode (V3-V6, V3r- V6r) verwendbar ist.
11. EKG-Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass zumindest ein Elektrodenkörper (11), bevorzugt mehrere Elektrodenkörper (11), als Aufnehmer für zusätzliche physikalische Messsignale, z.B. als Aufnehmer für mechanische Schwingungen (9), insbesondere Mikrophon (9a) oder Accelerometer (9b), oder als Lichtsensoren (8), Temperatursensoren (35) oder Positionssensoren (36) ausgebildet ist, oder Lichtquellen (7) aufweist.
12. EKG-Gerät nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass innerhalb des Elektrodenkörpers (11) eine Aussparung vorgesehen ist, in der der mechanische Aufnehmer (9) asymmetrisch gegenüber einer elektrisch leitenden Elektrode (23) untergebracht ist.
13. EKG-Gerät nach Anspruch 11 oder 12, dadurch gekennzeichnet, dass für die Auswertung der vom mechanischen Aufnehmer (9) gelieferten Ausgangssignale zumindest ein, vorteilhaft zumindest zwei Frequenzfilter vorhanden sind, und zumindest ein, vorteilhaft zumindest zwei, gefilterte Frequenzbereiche der Ausgangssignale separat analysiert werden, wobei die Filter bevorzugt als Bandpassfilter mit einem Frequenzband zwischen 50 und 1000 Hz und als Bandbassfilter mit einem Frequenzband zwischen 0,1 Hz und 70 Hz ausgebildet sind.
14. EKG-Gerät nach einem der Ansprüche 11 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass zumindest zwei mechanische Aufnehmer (9) in Brustwandelektroden untergebracht sind, wobei optional

das Signal einer der Elektroden (z.B. V4r, V5r, V6r) zur Korrektur des von anderen Brustwandelektroden (V1 bis V6) gewonnenen Signals herangezogen wird.

5 15. EKG-Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass es aus dem von den Elektroden Aufnehmern ermittelten dz/dt am Thorax und/oder den Beinen und/oder von den Aufnehmern gewonnenen physikalischen Messsignalen die systolische und/oder diastolische Funktion und/oder deren Störungen errechnet und anzeigt.

10 16. EKG-Gerät nach einem der Ansprüche 11 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass es die körperliche Leistungsfähigkeit, z.B. VO_2max , maximale Wattanzahl, Leistungsfähigkeit in Prozent der Norm auch ohne Maximalbelastung aus den gemessenen Parametern, z.B. PEP, LVET, $dZ/dtmax$, aus den Parametern des Accelerometers, z.B. A2O, z.B. Muskelmasse usw. mittels Regressionsgleichungen bzw. neuronalen Netzen rechnerisch schätzt.

15 17. EKG-Gerät nach einem der Ansprüche 11 bis 16, dadurch gekennzeichnet, dass im Elektrodenkörper (11) ein erster Steckverbinder (25, 26), ein zweiter Steckverbinder -44- und ein mechanischer Aufnehmer (9, 9a, 9b) untergebracht sind.

20 18. EKG-Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass zumindest einige der Elektroden als Vakuumelektroden ausgebildet sind, wobei optional eine Vorrichtung vorgesehen ist, die die Höhe des Unterdrucks an den Saugelektroden in Hinblick auf ein ermitteltes physikalisches Signal, z.B. ein mechanisches, akustisches, elektrisches oder optisches Signal regelt und/oder optimiert.

25 19. EKG-Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass mittels einer Recheneinheit mehrere von den Elektroden erfasste Messkurven zu einer TemplateMesskurve übereinander gelegt werden.

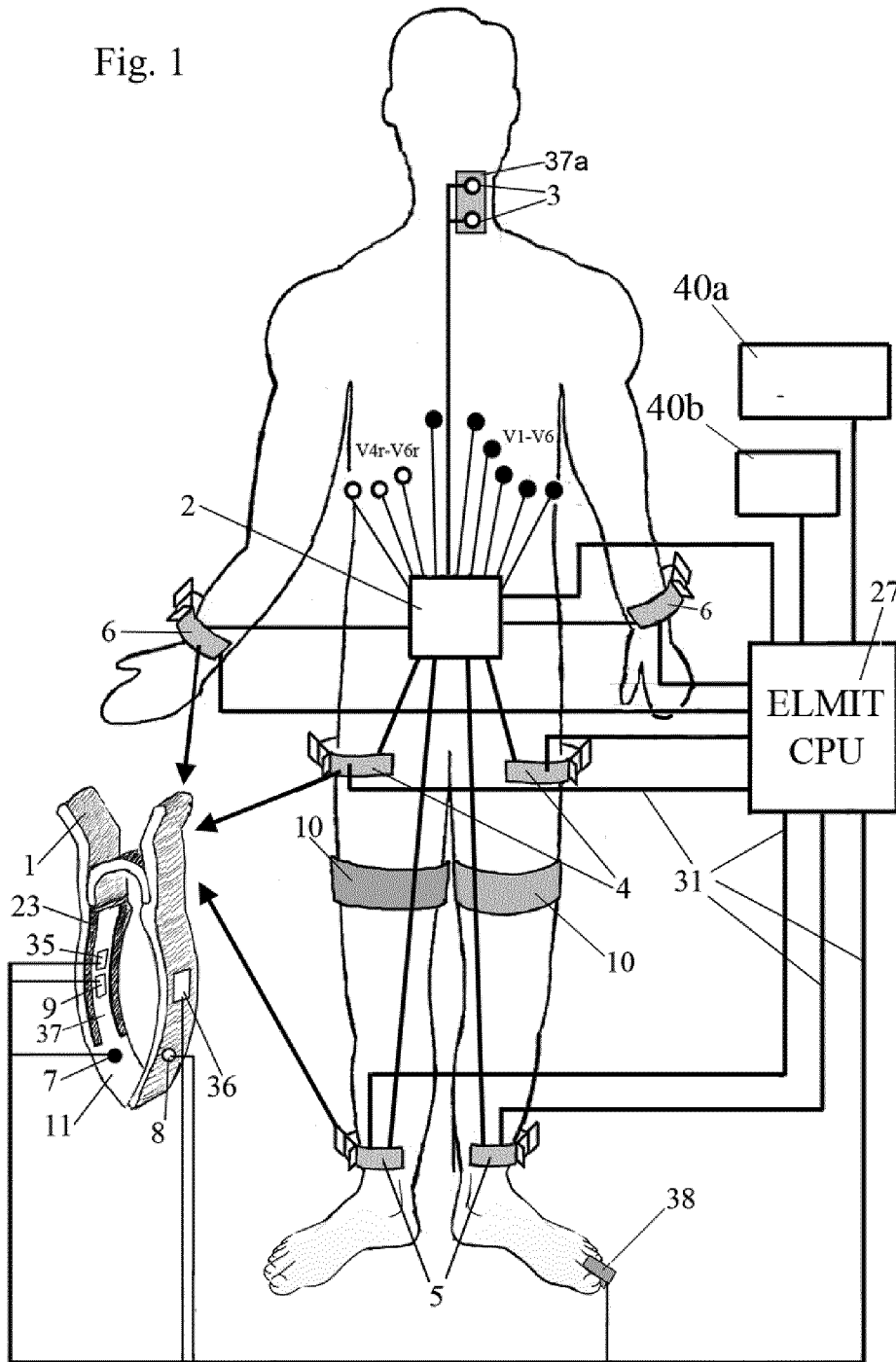
30 20. EKG-Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das EKG-Gerät die Änderung der Impedanz mit dem Herzschlag an zumindest zwei Körpersegmenten misst und daraus und optional zusätzlich aus einem Maß für das Extrazellulärvolumen, z.B. dem Verhältnis von Extrazellulärwasser zu Ganzkörperwasser oder dem Verhältnis Extrazellulärwasser zu Intrazellulärwasser, die Herzleistung und den Grad einer Herzschwäche, und/oder einen biochemischen Parameter für den biomechanischen
35 Stress von Herzmuskelzellen und/oder eine Wasseransammlung, und/oder eines der atrialen natriuretischen Peptide, z.B. BNP, NT-proBNP oder Adrenomedullin, errechnet.

21. EKG-Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine Recheneinheit eine Relation zwischen einem Parameter für den Körperfettanteil oder den Gesamtkörperwasseranteil (TBW) oder die Lean Body Mass (LBM), jeweils bezogen auf das Gesamtkörpergewicht, und einem Parameter für das extrazelluläre Wasser (ECW), z.B. das
5 Verhältnis ECW/TBW oder ECW/ICW aus den segmentalen Impedanzen bei niedrigen und hohen Frequenzen für herznahe und/oder herzferne Segmente bzw. für Ganzkörper berechnet und dieses Verhältnis in Relation zu den Normwerten und/oder einer Regressionslinie ausgibt.
- 10 22. EKG-Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass ein Speicher -40a- für die Speicherung der ermittelten und errechneten Daten vorgesehen ist, und dass die aktuellen Werte und die Vorwerte der erhobenen elektrischen und physikalischen Parameter über die Zeit als Zahlen oder graphisch mit Normfeldern an einer Anzeige
15 dargestellt und/oder an einem Drucker ausgedruckt werden, wobei vorzugsweise bei vorhandenen mehreren Messphasen während der Einzeluntersuchung die Ergebnisse der Messphasen als Trend graphisch dargestellt werden und bei einer wiederholten Untersuchung zu einem späteren Zeitpunkt die Messphasen der verschiedenen Untersuchungen übereinander gelagert mit Zeitbezeichnung graphisch dargestellt werden.
- 20 23. EKG-Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass ein Elektrodenkörper mit einer leicht lösbaren Verbindung, z.B. einer Druckknopfverbindung (45) ausgestattet ist, die zu einer Elektrode führt, die vorzugsweise als Klebeelektrode (46) oder Klemmelektrode (1) oder elastische Bandedelektrode ausgebildet ist, wobei der Elektrodenkörper in eine Saugglocke (15) eingeführt werden kann.
25
24. EKG-Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass zumindest eine elektrisch leitende Elektrode (23) mit einer aufblasbaren Manschette und mit einem mechanischen Aufnehmer (9), z.B. einem Accelerometer (9b) oder einem Drucksensor, ausgestattet ist, wobei der mechanische Aufnehmer (9) für die Positionierung an einer
30 darunter liegenden Arterie ausgestaltet ist, wobei der mechanische Aufnehmer (9) vorzugsweise in oder an einer flüssigkeitsgefüllten Blase (42a) ausgebildet ist.
25. EKG-Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass ein Parameter für das Verhältnis von Extrazellulärraum und Intrazellulärraum, bzw.
35 Gesamtkörperwasser in mehreren Segmenten seriell herznah und herzfern gelegen, z.B.

Thorax, Abdomen, Beine, Beinsegmente, errechnet und angezeigt oder an eine Datenschnittstelle ausgegeben wird.

- 5 26. EKG-Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch Doppelelektroden, die an dem unteren Rumpfe oder an den proximalen Bereichen der Oberschenkel anordenbar sind, wobei die Doppelelektroden zur Stromspeisung und zur EKG-Aufzeichnung und Impedanzmessung dienen.
- 10 27. EKG-Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass elastisch verbundene Branchen einer Elektrode vorhanden sind, von denen eine Branche für Stromspeisung (39a) und eine Branche als Branche für EKG und Impedanzmesselektrode (39b) ausgeprägt ist, wobei die Distanz der beiden Branchen im an den Körper angelegten Zustand als Ionenleiter (40) ausgeprägt ist.

Fig. 1



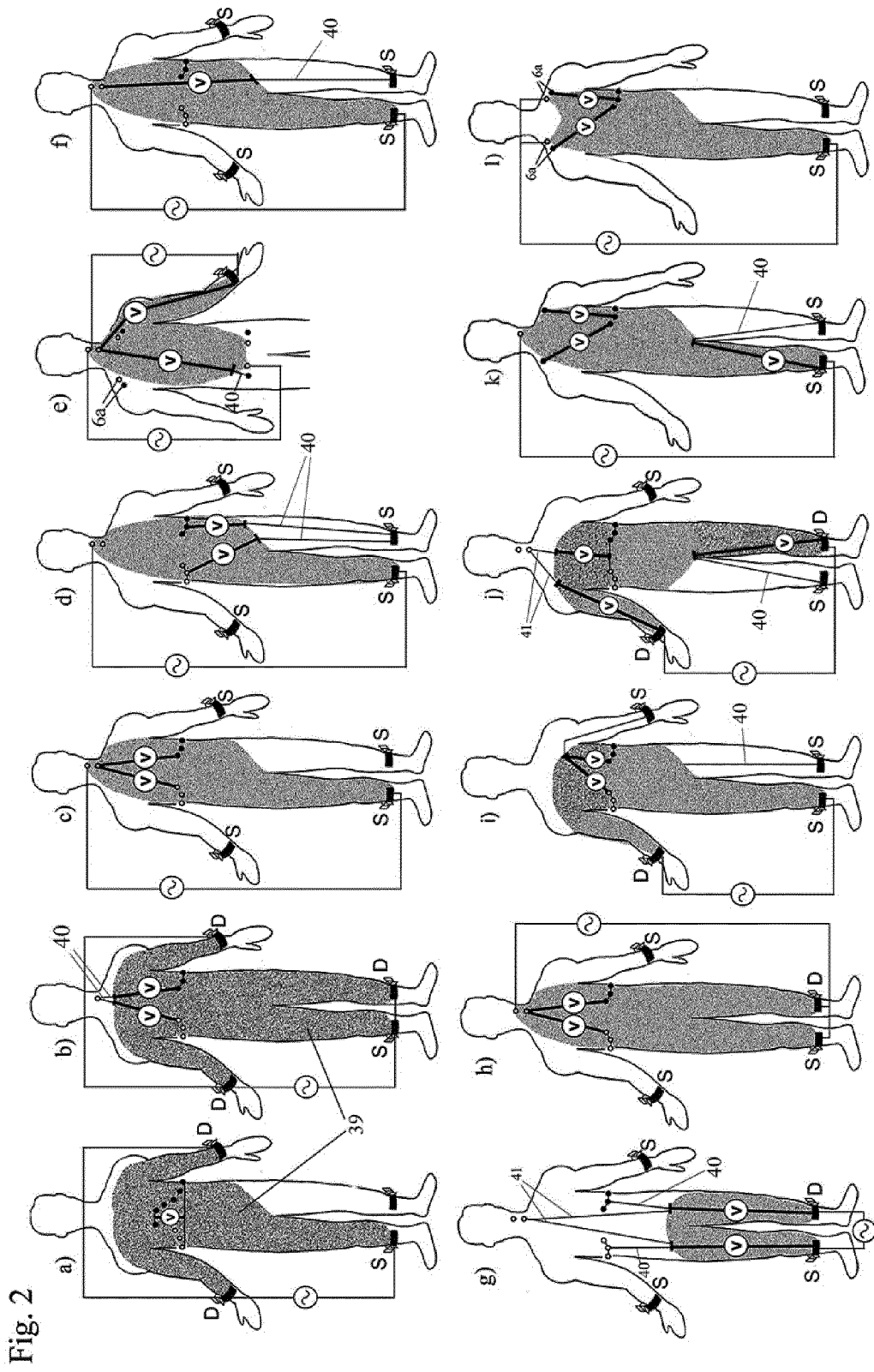


Fig. 3 a

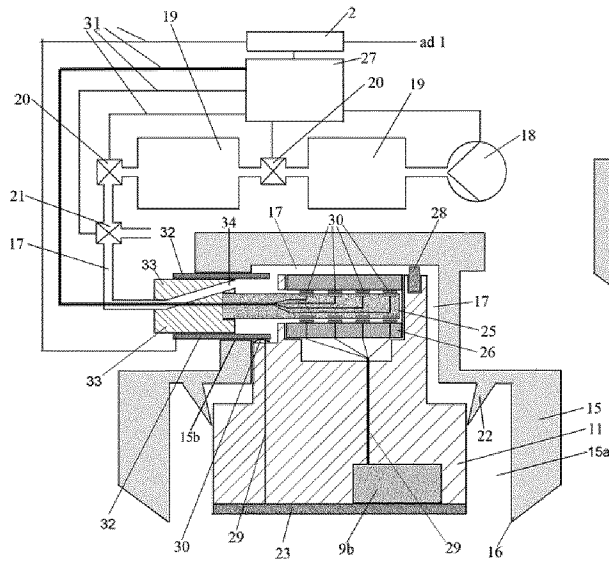


Fig 3 b

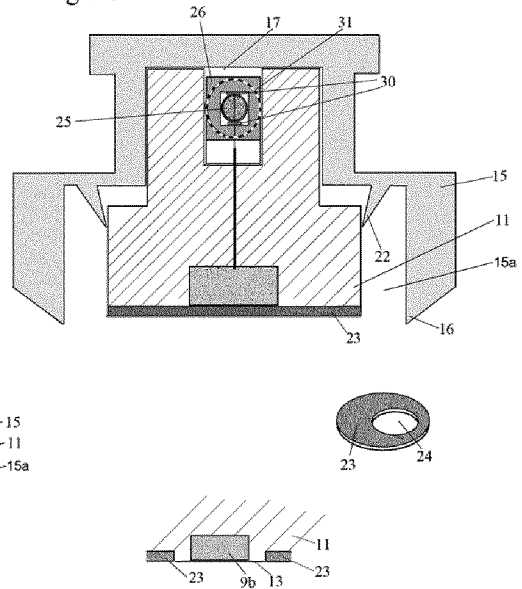


Fig 4

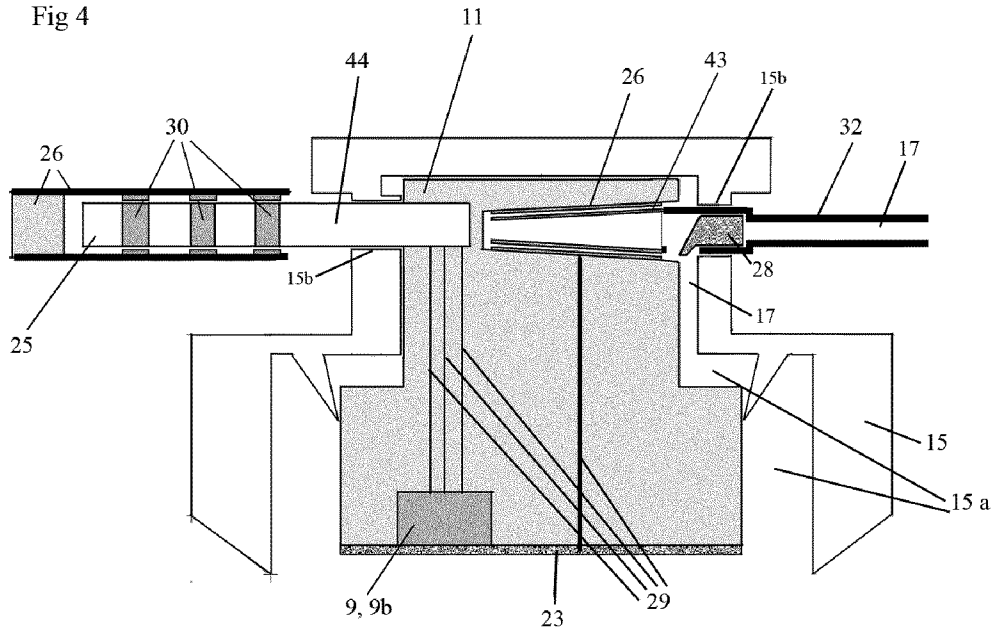


Fig. 5

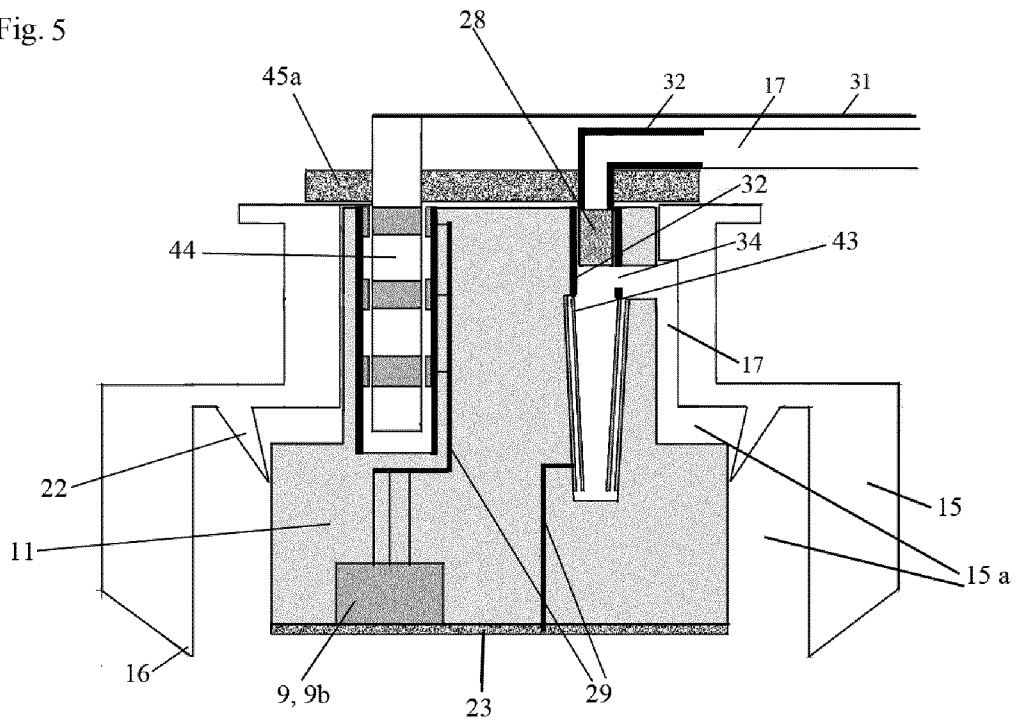


Fig. 6

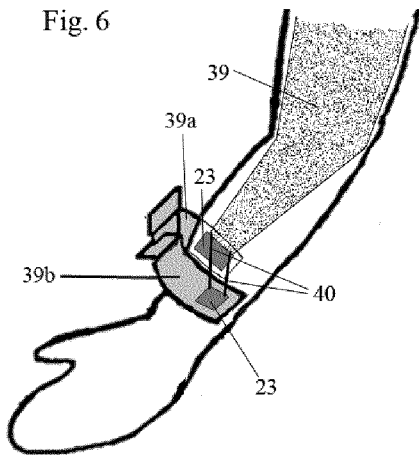


Fig. 7

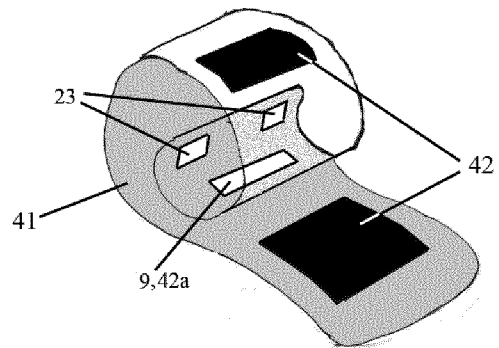


Fig. 8

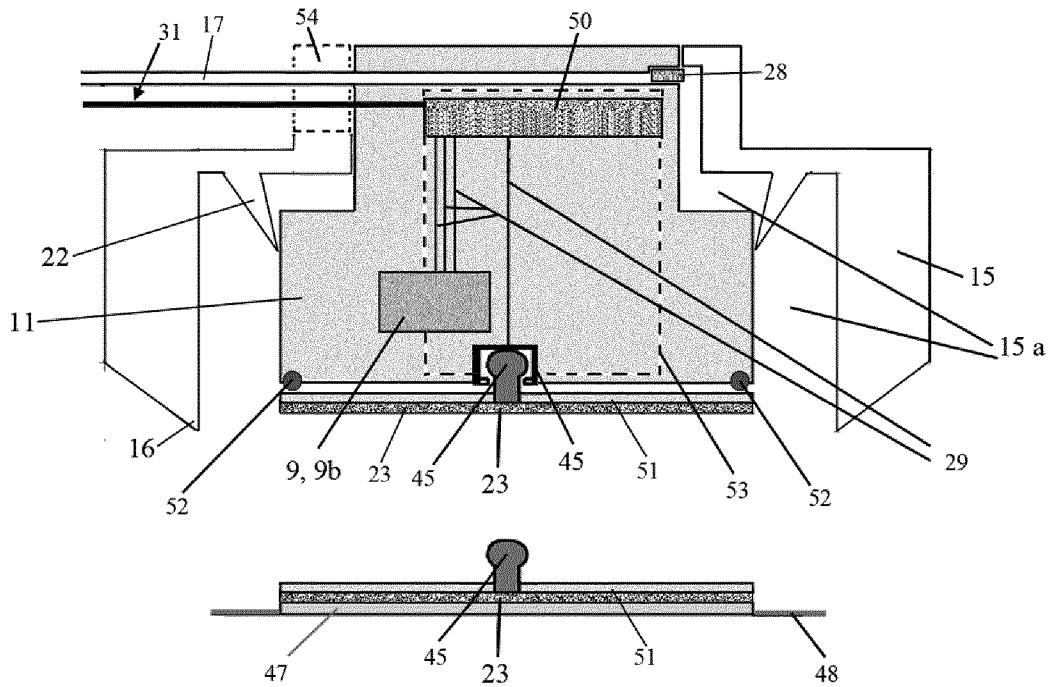


Fig. 9

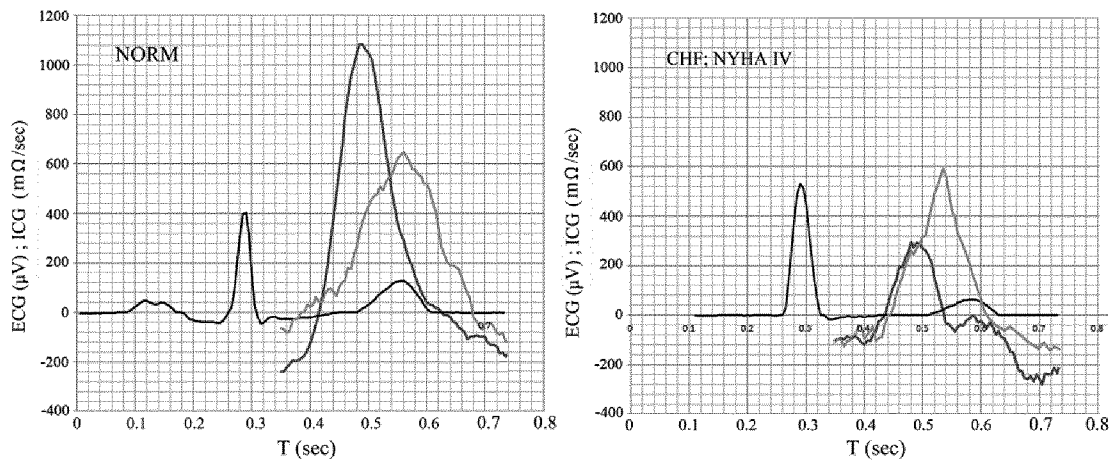


Fig. 10

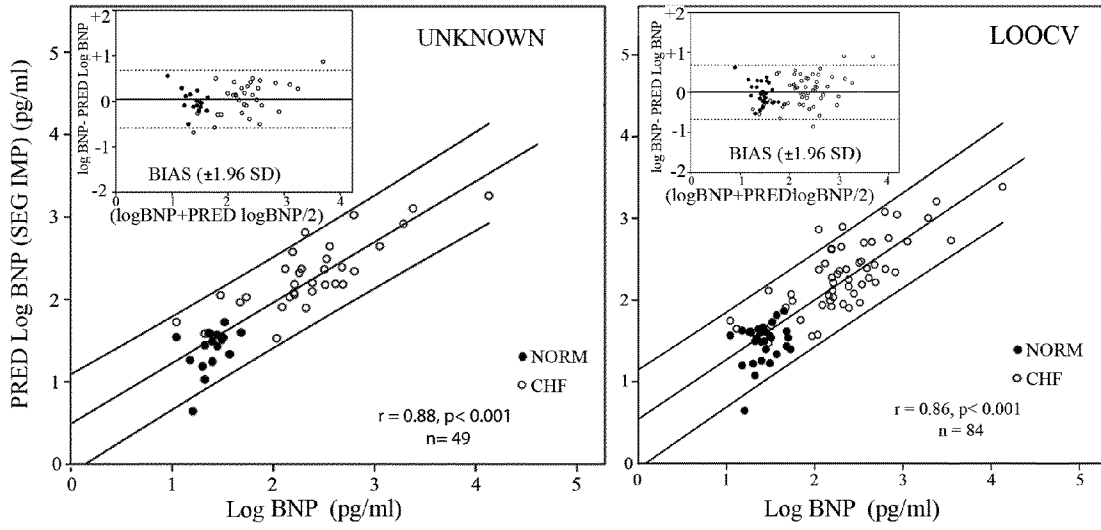


Fig. 11

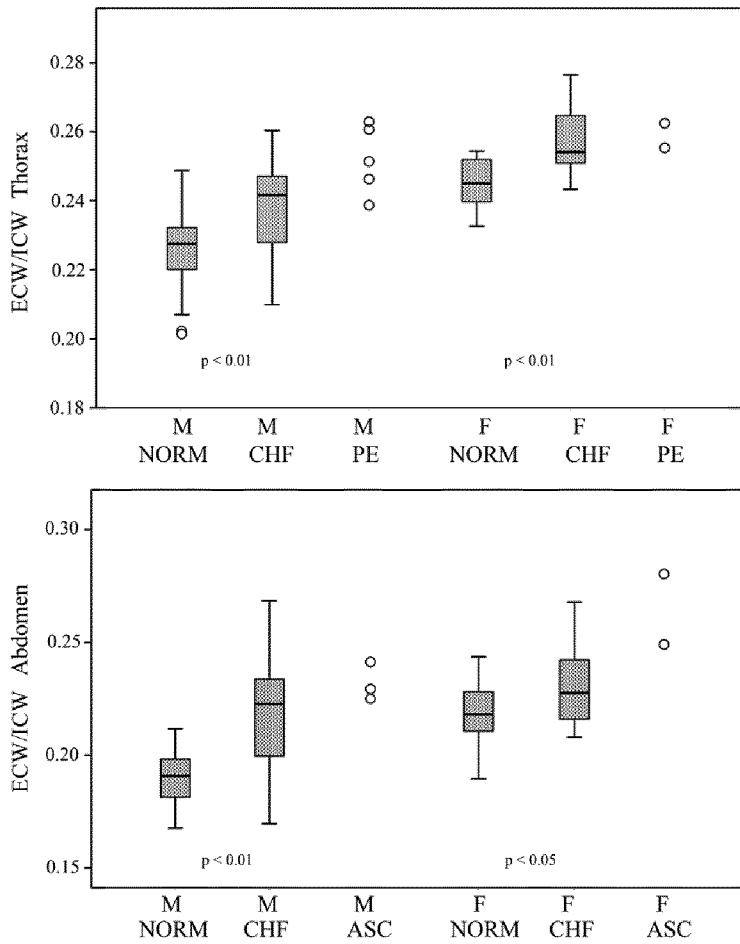


Fig. 12

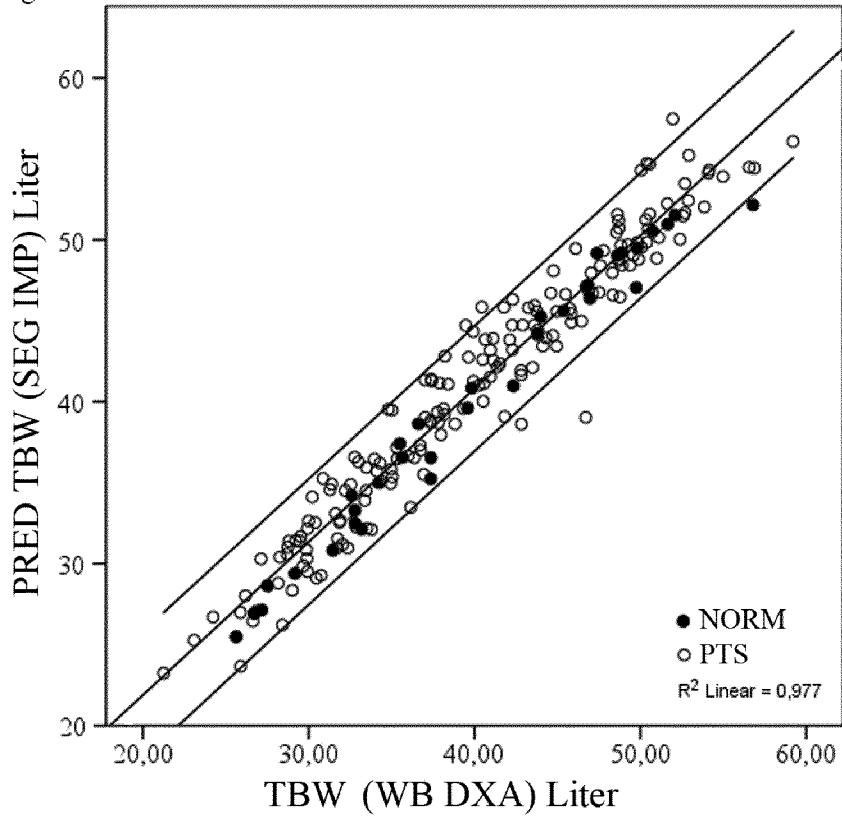
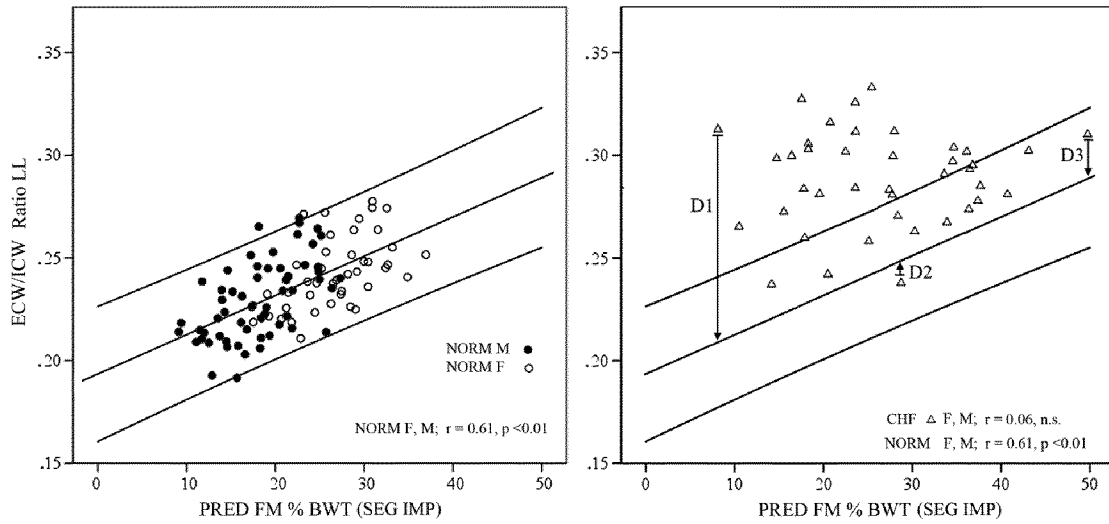


Fig. 13



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2014/053384

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/0408 A61B5/053 ADD. A61B5/01 A61B5/024 A61B5/0285 A61B5/0295 A61B7/00 A61B5/0452 A61B5/022 A61B5/11 A61B5/02				
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC				
B. FIELDS SEARCHED				
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B				
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched				
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data				
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT				
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.		
X	EP 2 319 411 A2 (SKRABAL FALKO [AT]) 11 May 2011 (2011-05-11) paragraphs [0020], [0036], [0037], [0045], [0053], [0059], [0072], [0073]; claims 1,2,5,7,20,21,23,25; figures 10,12,15,17,18 -----	1-27		
X	EP 1 275 342 A2 (CARDIODYNAMICS INTERNAT CORP [US]) 15 January 2003 (2003-01-15) paragraphs [0034], [0035]; figures 3,7 -----	1-27		
X	WO 2004/030535 A1 (CNSYSTEMS MEDIZINTECHNIK GMBH [AT]; SKRABAL FALKO [AT]; FORTIN JUERGEN) 15 April 2004 (2004-04-15) page 38, line 15 - page 39, line 13; claims 1-4,41,50; figures 5,9 ----- -/--	1-27		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.				
* Special categories of cited documents : <table style="width: 100%; border: none;"> <tr> <td style="width: 50%; border: none; vertical-align: top;"> "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed </td> <td style="width: 50%; border: none; vertical-align: top;"> "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family </td> </tr> </table>			"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family			
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report			
27 March 2014	03/04/2014			
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Mecking, Nikolai			

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2014/053384

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2005/273015 A1 (BAUER PETER T [US] ET AL) 8 December 2005 (2005-12-08) cited in the application paragraphs [0012], [0016], [0017]; figures 4,5 -----	1-27
A	DE 10 2009 035018 A1 (DRAEGER MEDICAL AG [DE]) 3 February 2011 (2011-02-03) paragraphs [0047], [0048]; figures 1,2 -----	1-27
A	FR 2 971 137 A1 (UNIV NANCY 1 HENRI POINCARE [FR]; CT HOSPITALIER DE NANCY HOPITAL CENT) 10 August 2012 (2012-08-10) page 8, line 5 - page 9, line 20; figures 1-4 -----	1-27
A	DE 20 2008 014621 U1 (PAPASTEFANOU GEORGIOS [DE]) 19 March 2009 (2009-03-19) claims 1-3; figure 1 -----	1-27
A	DE 102 49 863 A1 (BIOSIGN GMBH [DE]) 19 May 2004 (2004-05-19) paragraphs [0056], [0061]; figure 4 -----	1-27
A	WO 2012/092303 A1 (SOTERA WIRELESS INC [US]; BANET MATT [US]; HENRY ISAAC [US]; BERNSTEIN) 5 July 2012 (2012-07-05) paragraphs [0103] - [0106]; figure 6 -----	1-27
A	US 4 646 747 A (LUNDBACK STIG [SE]) 3 March 1987 (1987-03-03) cited in the application column 3, line 51 - column 5, line 21; figures 1-3 -----	1-27

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2014/053384

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
EP 2319411	A2	11-05-2011	AT 502921 A2	15-06-2007
			EP 1937145 A1	02-07-2008
			EP 2319411 A2	11-05-2011
			JP 2009511217 A	19-03-2009
			US 2009216140 A1	27-08-2009
			WO 2007045006 A1	26-04-2007

EP 1275342	A2	15-01-2003	EP 1275342 A2	15-01-2003
			US 6602201 B1	05-08-2003

WO 2004030535	A1	15-04-2004	AT 406135 T	15-09-2008
			AT 413189 B	15-12-2005
			AU 2003266809 A1	23-04-2004
			CN 1703165 A	30-11-2005
			EP 1551290 A1	13-07-2005
			JP 2006501892 A	19-01-2006
			WO 2004030535 A1	15-04-2004

US 2005273015	A1	08-12-2005	US 2005273015 A1	08-12-2005
			WO 2006020764 A2	23-02-2006

DE 102009035018	A1	03-02-2011	DE 102009035018 A1	03-02-2011
			SE 1000790 A1	29-01-2011
			US 2011028819 A1	03-02-2011

FR 2971137	A1	10-08-2012	FR 2971137 A1	10-08-2012
			WO 2012107692 A1	16-08-2012

DE 202008014621	U1	19-03-2009	NONE	

DE 10249863	A1	19-05-2004	NONE	

WO 2012092303	A1	05-07-2012	CN 103491868 A	01-01-2014
			EP 2658440 A1	06-11-2013
			SG 191380 A1	31-07-2013
			WO 2012092303 A1	05-07-2012

US 4646747	A	03-03-1987	AU 574397 B2	07-07-1988
			AU 3466684 A	02-05-1985
			BR 8405422 A	03-09-1985
			CA 1258694 A1	22-08-1989
			CS 274755 B2	15-10-1991
			DD 228170 A5	09-10-1985
			DE 3438788 A1	09-05-1985
			DE 3469847 D1	21-04-1988
			DK 504484 A	29-04-1985
			EP 0143761 A1	05-06-1985
			ES 8602386 A1	16-03-1986
			FI 844193 A	29-04-1985
			GB 2148719 A	05-06-1985
			GB 2160107 A	18-12-1985
			GR 80751 A1	22-02-1985
			HU 189435 B	28-07-1986
			IE 55695 B1	19-12-1990
			IL 73297 A	12-07-1990
			IN 162242 A1	23-04-1988
			JP H0472539 B2	18-11-1992
JP S60111632 A	18-06-1985			

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/EP2014/053384

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		MX 157470 A	23-11-1988
		NO 844221 A	29-04-1985
		NZ 209986 A	30-08-1988
		PH 21743 A	10-02-1988
		PL 250211 A1	27-08-1985
		PT 79422 A	01-11-1984
		RO 90230 A1	30-09-1986
		SE 454941 B	13-06-1988
		SU 1475475 A3	23-04-1989
		US 4646747 A	03-03-1987
		YU 181184 A	31-12-1986
		ZA 8408269 A	26-06-1985

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2014/053384

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

INV. A61B5/0408 A61B5/053
 ADD. A61B5/01 A61B5/024 A61B5/0285 A61B5/0295 A61B7/00
 A61B5/0452 A61B5/022 A61B5/11 A61B5/02

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherhierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

A61B

Recherhierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherhierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	EP 2 319 411 A2 (SKRABAL FALKO [AT]) 11. Mai 2011 (2011-05-11) Absätze [0020], [0036], [0037], [0045], [0053], [0059], [0072], [0073]; Ansprüche 1,2,5,7,20,21,23,25; Abbildungen 10,12,15,17,18 -----	1-27
X	EP 1 275 342 A2 (CARDIODYNAMICS INTERNAT CORP [US]) 15. Januar 2003 (2003-01-15) Absätze [0034], [0035]; Abbildungen 3,7 -----	1-27
X	WO 2004/030535 A1 (CNSYSTEMS MEDIZINTECHNIK GMBH [AT]; SKRABAL FALKO [AT]; FORTIN JUERGEN) 15. April 2004 (2004-04-15) Seite 38, Zeile 15 - Seite 39, Zeile 13; Ansprüche 1-4,41,50; Abbildungen 5,9 ----- -/--	1-27



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

27. März 2014

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

03/04/2014

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde

Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Mecking, Nikolai

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2014/053384

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	US 2005/273015 A1 (BAUER PETER T [US] ET AL) 8. Dezember 2005 (2005-12-08) in der Anmeldung erwähnt Absätze [0012], [0016], [0017]; Abbildungen 4,5 -----	1-27
A	DE 10 2009 035018 A1 (DRAEGER MEDICAL AG [DE]) 3. Februar 2011 (2011-02-03) Absätze [0047], [0048]; Abbildungen 1,2 -----	1-27
A	FR 2 971 137 A1 (UNIV NANCY 1 HENRI POINCARE [FR]; CT HOSPITALIER DE NANCY HOPITAL CÉNT) 10. August 2012 (2012-08-10) Seite 8, Zeile 5 - Seite 9, Zeile 20; Abbildungen 1-4 -----	1-27
A	DE 20 2008 014621 U1 (PAPASTEFANOU GEORGIOS [DE]) 19. März 2009 (2009-03-19) Ansprüche 1-3; Abbildung 1 -----	1-27
A	DE 102 49 863 A1 (BIOSIGN GMBH [DE]) 19. Mai 2004 (2004-05-19) Absätze [0056], [0061]; Abbildung 4 -----	1-27
A	WO 2012/092303 A1 (SOTERA WIRELESS INC [US]; BANET MATT [US]; HENRY ISAAC [US]; BERNSTEIN) 5. Juli 2012 (2012-07-05) Absätze [0103] - [0106]; Abbildung 6 -----	1-27
A	US 4 646 747 A (LUNDBACK STIG [SE]) 3. März 1987 (1987-03-03) in der Anmeldung erwähnt Spalte 3, Zeile 51 - Spalte 5, Zeile 21; Abbildungen 1-3 -----	1-27

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2014/053384

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 2319411 A2	11-05-2011	AT 502921 A2 EP 1937145 A1 EP 2319411 A2 JP 2009511217 A US 2009216140 A1 WO 2007045006 A1	15-06-2007 02-07-2008 11-05-2011 19-03-2009 27-08-2009 26-04-2007
EP 1275342 A2	15-01-2003	EP 1275342 A2 US 6602201 B1	15-01-2003 05-08-2003
WO 2004030535 A1	15-04-2004	AT 406135 T AT 413189 B AU 2003266809 A1 CN 1703165 A EP 1551290 A1 JP 2006501892 A WO 2004030535 A1	15-09-2008 15-12-2005 23-04-2004 30-11-2005 13-07-2005 19-01-2006 15-04-2004
US 2005273015 A1	08-12-2005	US 2005273015 A1 WO 2006020764 A2	08-12-2005 23-02-2006
DE 102009035018 A1	03-02-2011	DE 102009035018 A1 SE 1000790 A1 US 2011028819 A1	03-02-2011 29-01-2011 03-02-2011
FR 2971137 A1	10-08-2012	FR 2971137 A1 WO 2012107692 A1	10-08-2012 16-08-2012
DE 202008014621 U1	19-03-2009	KEINE	
DE 10249863 A1	19-05-2004	KEINE	
WO 2012092303 A1	05-07-2012	CN 103491868 A EP 2658440 A1 SG 191380 A1 WO 2012092303 A1	01-01-2014 06-11-2013 31-07-2013 05-07-2012
US 4646747 A	03-03-1987	AU 574397 B2 AU 3466684 A BR 8405422 A CA 1258694 A1 CS 274755 B2 DD 228170 A5 DE 3438788 A1 DE 3469847 D1 DK 504484 A EP 0143761 A1 ES 8602386 A1 FI 844193 A GB 2148719 A GB 2160107 A GR 80751 A1 HU 189435 B IE 55695 B1 IL 73297 A IN 162242 A1 JP H0472539 B2 JP S60111632 A	07-07-1988 02-05-1985 03-09-1985 22-08-1989 15-10-1991 09-10-1985 09-05-1985 21-04-1988 29-04-1985 05-06-1985 16-03-1986 29-04-1985 05-06-1985 18-12-1985 22-02-1985 28-07-1986 19-12-1990 12-07-1990 23-04-1988 18-11-1992 18-06-1985

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2014/053384

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
		MX 157470 A	23-11-1988
		NO 844221 A	29-04-1985
		NZ 209986 A	30-08-1988
		PH 21743 A	10-02-1988
		PL 250211 A1	27-08-1985
		PT 79422 A	01-11-1984
		RO 90230 A1	30-09-1986
		SE 454941 B	13-06-1988
		SU 1475475 A3	23-04-1989
		US 4646747 A	03-03-1987
		YU 181184 A	31-12-1986
		ZA 8408269 A	26-06-1985
