

(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
17. September 2015 (17.09.2015)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2015/135886 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61B 5/021 (2006.01) A61B 5/024 (2006.01)
A61B 5/1455 (2006.01) A61B 5/117 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/11 (2006.01)
A61B 5/0205 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2015/054866

(22) Internationales Anmeldedatum:
9. März 2015 (09.03.2015)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2014 003 045.8 9. März 2014 (09.03.2014) DE
10 2014 007 769.1 31. Mai 2014 (31.05.2014) DE
10 2014 010 944.5 28. Juli 2014 (28.07.2014) DE

(71) Anmelder: KENKOU GMBH [DE/DE]; Universitätsstr.
142, 44799 Bochum (DE).

(72) Erfinder: REDTEL, Holger; Lindenstr. 10, 19348
Perleberg (DE).

(74) Anwälte: SCHNEIDERS & BEHRENDT et al.; Huestr.
23, 44787 Bochum (DE).

(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, 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, ST,
SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, BG,
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,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: SYSTEM FOR DETERMINING VITAL PARAMETERS

(54) Bezeichnung : SYSTEM ZUR BESTIMMUNG VON VITALPARAMETERN

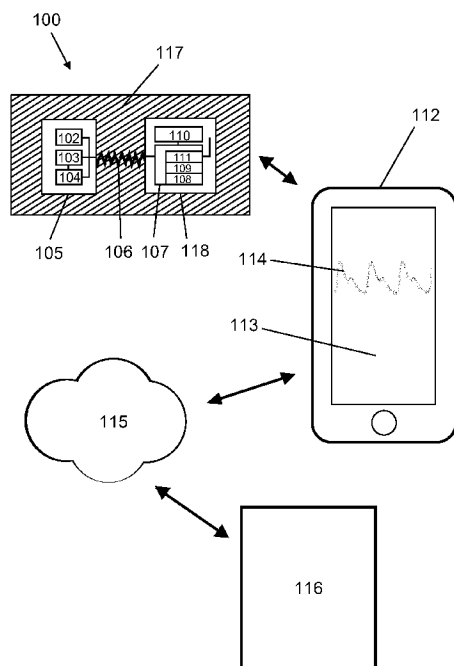


Fig. 1

(57) Abstract: The invention addresses the problem of providing a system which enables a medically reliable and sound, but at the same time simple and cost-effective determination of vital parameters. For this purpose, the invention proposes a system comprising at least: - a light measuring unit (100) having at least one light source (102) which illuminates a tissue region of the object, at least one light sensor (103) which detects the light scattered at the tissue and/or reflected from the latter, an analog/digital converter (108), which converts the analog signal of the light sensor (103) into a digital signal, wherein the analog/digital converter (108) samples the analog signal at a sampling rate of at least 1000 Hz, preferably at least 5000 Hz, particularly preferably at least 20000 Hz, and an energy supply unit (110), which supplies the light source (102), the light sensor (103) and the analog/digital converter (108) with energy, and - a computing unit (116), designed for processing and/or evaluating the digital signal. In addition, the invention relates to a light measuring unit for such a system.

(57) Zusammenfassung: Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein System bereitzustellen, das eine medizinisch zuverlässige und fundierte, gleichzeitig jedoch einfache und kostengünstige Bestimmung von Vitalparametern ermöglicht. Die Erfindung schlägt hierzu ein System vor, das zumindest umfasst: - eine Lichtmesseinheit (100) mit wenigstens einer

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG). — **Veröffentlicht:** mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

Lichtquelle (102), die einen Gewebebereich des Objektes beleuchtet, wenigstens einem Lichtsensor (103), der das an dem Gewebe gestreute und/oder von diesem reflektierte Licht detektiert, einem Analog-/Digitalwandler (108), der das analoge Signal des Lichtsensors (103) in ein Digitalsignal konvertiert, wobei der Analog-/Digitalwandler (108) das analoge Signal mit einer Abtastrate von wenigstens 1000 Hz, vorzugsweise wenigstens 5000 Hz, besonders bevorzugt wenigstens 20000 Hz abtastet, und einer Energieversorgungseinheit (110), die die Lichtquelle (102), den Lichtsensor (103) und den Analog-/Digitalwandler (108) mit Energie versorgt, und - eine Recheneinheit (116), eingerichtet zur Verarbeitung und/oder Auswertung des Digitalsignals. Außerdem betrifft die Erfindung eine Lichtmesseinheit für ein solches System.

System zur Bestimmung von Vitalparametern

- 5 Die Erfindung betrifft ein System zur Bestimmung von Vitalparametern eines Objektes, nämlich eines menschlichen oder tierischen Körpers. Des Weiteren betrifft die Erfindung eine Lichtmesseinheit für ein solches System.

Die Bestimmung von Vitalparametern, wie beispielsweise Puls, Blutdruck, Atemfrequenz, Sauerstoffsättigung, Pulsvariabilität etc., findet immer größere
10 Verbreitung im alltäglichen Leben und wird nicht mehr rein für medizinische Zwecke verwendet. Früher wurden diese lediglich für eine sogenannte Patientenkurve beispielsweise in einem Krankenhaus oder im Leistungssport verwendet. Diese diente der Überwachung des Patienten vor oder nach einer Behandlung, um dessen gesundheitlichen Zustand genau zu dokumentieren
15 und eine Verbesserung oder Verschlechterung desselben aufzuzeichnen.

Im Leistungssport werden Vitalparameter dazu verwendet, die Leistungsfähigkeit eines Athleten zu dokumentieren und den Erfolg des Trainings festzustellen. Dabei werden Vitalparameter verwendet, um festzustellen, ob das Training oder die Diät des Athleten umgestellt werden
20 muss.

In jüngster Zeit sind Vitalparameter auch für die Heimdiagnose und den Freizeitsport interessant und wichtig geworden. So werden beispielsweise Patienten nicht mehr unbedingt in einem Krankenhaus stationär, sondern häufig nur noch ambulant behandelt, wobei eine Nachsorge zu Hause stattfindet.
25 Beispielsweise muss ein Patient nach einer Behandlung seinen eigenen Puls

aufzeichnen. Dabei wird häufig eine Vorrichtung verwendet, welche einen Brustgurt mit Sensoren und ein Aufnahmegerät aufweist. Die Sensoren des Brustgurts nehmen die Pulsschläge direkt an der Brust des Patienten auf. Die Daten werden dann an das Aufnahmegerät übermittelt. Das Aufnahmegerät
5 kann die Daten beispielsweise für ein Langzeit-Kardiogramm über mehrere Stunden bis Tage speichern. Die Daten werden dann ausgelesen und beispielsweise von medizinischem Personal ausgewertet.

Die Vorrichtung ist dabei allerdings für den Patienten unangenehm zu tragen, da der Brustgurt beispielsweise für das Langzeit-Kardiogramm ohne Unterbrechung
10 getragen werden muss. Dies schränkt die Beweglichkeit des Patienten ein und ist darüber hinaus bei der täglichen Wäsche hinderlich. Weiterhin muss der Patient zusätzlich das Aufnahmegerät ständig mit sich führen.

Ähnliches gilt bei Langzeitblutdruckmessungen, bei denen eine Blutdruckmanschette z.B. über 24 Stunden von einem Patienten getragen werden muss,
15 wobei die Blutdruckmanschette z.B. alle 15 Minuten mit Druck beaufschlagt wird.

Im Freizeitsport ist es üblich, den Puls während des Trainings zu überwachen und das Training über den Puls zu steuern. Ein Läufer kann über seinen Puls die Intensität seines Trainings objektiv überwachen. Dabei werden häufig
20 ähnlich wie im medizinischen Bereich Brustgurte mit Sensoren verwendet, welche die Signale beispielsweise an eine Sportuhr oder ein Audiogerät zur Auswertung übermitteln. Der Brustgurt ist dabei, insbesondere um während des Trainings nicht zu verrutschen, mit einem hohen Anpressdruck an der Brust des Sportlers befestigt. Der Brustgurt schränkt dabei die Bewegungsfreiheit des
25 Sportlers deutlich ein und ist auf Grund des hohen Anpressdrucks unangenehm zu tragen.

Aus dem Stand der Technik ist es des Weiteren bekannt, Vitalparameter aus der Pulswellenlaufzeit ggf. in Kombination mit der Pulsfrequenz (RR-Intervall) zu bestimmen. Die Pulswellenlaufzeit ist ein kardiovaskulärer Messwert. Diese
30 beschreibt die Zeit, die eine Pulswelle benötigt, um eine gewisse Strecke im Gefäßsystem des Körpers zurückzulegen. Durch die Messung der

Pulswellenlaufzeit können Rückschlüsse auf wichtige Vitalparameter wie Blutdruck sowie Elastizität der Gefäße gezogen werden. Die häufigste Ausführungsform ist die Messung der Pulswellenlaufzeit vom Herz bis zu einem Finger. Dabei ist insbesondere stets eine Messung an mindestens zwei Messpunkten notwendig. Der Beginn der Pulswelle, also der Zeitpunkt der Herzkontraktion, kann mittels Elektrokardiogramm (EKG) bestimmt werden. Hierzu wird das EKG-Maximum, die sogenannte R-Zacke oder R-Welle, verwendet. Am Finger kann das Signal photoplethysmographisch mittels Pulsoximeter detektiert werden. Studien haben gezeigt, dass zumindest über kurze Zeiträume die Pulswellenlaufzeit zur Blutdruckbestimmung verwendet werden kann. Hierzu kann allerdings noch eine Referenzmessung notwendig sein.

Die Bestimmung der Pulswellenlaufzeit und von Vitalparametern daraus ist beispielsweise aus den Druckschriften DE 96 02 010, EP 0 859 569, DE 10 2008 042 115 und DE 2007/000406 bekannt.

Diese aus dem Stand der Technik bekannten Ansätze weisen stets den Nachteil auf, dass die entsprechenden Vorrichtungen und Verfahren nicht oder nicht praktisch im alltäglichen Leben verwendet werden können, da sie medizinisches Fachwissen voraussetzen oder technisch kompliziert zu handhaben sind. Darüber hinaus wird meist, wie bereits erwähnt, eine Referenzmessung der Pulswellenlaufzeit benötigt, welche auch die praktische Anwendung im medizinischen Bereich beispielsweise in einem Krankenhaus und im Leistungssport erschwert.

In jüngerer Zeit sind zudem so genannte Activity Tracker bekannt geworden. Als Activity Tracker werden am Körper tragbare elektronische Datenlogger bezeichnet, die speziell die Fitness-Aktivitäten einer Person aufnehmen und überwachen. Sie ermöglichen die Beobachtung und Aufzeichnung von Fitness-Aktivitäten mittels Sensoren und Mikroprozessoren. Die Geräte sind leicht am Körper zu tragen. Elektronische Activity Tracker sind aufgerüstete Pedometer, die abgesehen vom Zählen der Schritte noch dazu die Eigenschaften von Beschleunigungssensoren und Höhenmessern besitzen. Sie errechnen die zurückgelegte Kilometerzahl und den Kalorienverbrauch und stellen die

physischen Aktivitäten graphisch dar. Einige können auch die Herzschlagfrequenz oder die Schlafqualität messen. Bekannte Activity Tracker lassen sich in Manschetten, Armbändern oder kleinen Geräten finden, welche an unterschiedlichen Körperstellen befestigt werden können. Dazu existieren verschiedene Applikationen für Smartphones, die die mittels eines Activity Trackers gemessenen Fitness-Aktivitäten aufzeichnen können. Activity Tracker bieten die Möglichkeit, die eigenen Trainingsfortschritte über Social Media zu veröffentlichen und mit anderen zu vergleichen. Dadurch entstehen ganze Communitys, mit denen sich der Nutzer identifiziert und deren Mitglieder sich gegenseitig anspornen.

Die bekannten Activity Tracker haben allerdings den Nachteil, dass die Genauigkeit und Zuverlässigkeit bei der Ermittlung der Vitalparameter und der Fitness zu wünschen übrig lässt. Das Anwendungsspektrum ist daher sehr begrenzt. Allein aus einer Pulsmessung in Kombination mit einer Erfassung von Bewegungen über Beschleunigungssensoren lassen sich nur in sehr eingeschränktem Umfang Aussagen über den Fitness- und Gesundheitszustand des Benutzers treffen.

Davon ausgehend liegt der vorliegenden Erfindung die Aufgabe zugrunde, ein System bereitzustellen, das eine medizinisch zuverlässige und fundierte, gleichzeitig jedoch einfache und kostengünstige Bestimmung von Vitalparametern ermöglicht.

Die Erfindung löst die Aufgabe durch ein System nach Anspruch 1 und weiter durch eine Lichtmesseinheit nach Anspruch 17.

Die Erfindung schlägt ein System zur Bestimmung von Vitalparametern eines Objektes, nämlich eines menschlichen oder tierischen Körpers, vor. Das System umfasst zumindest:

- eine Lichtmesseinheit mit wenigstens einer Lichtquelle, die einen Gewebebereich des Objektes beleuchtet, wenigstens einem Lichtsensor, der das an dem Gewebe gestreute und/oder von diesem reflektierte Licht detektiert, einem Analog-/Digitalwandler, der das analoge Signal des Lichtsensors in ein Digitalsignal konvertiert, wobei der Analog-/Digitalwandler das analoge Signal

mit einer Abtastrate von wenigstens 1000 Hz, vorzugsweise wenigstens 5000 Hz, besonders bevorzugt wenigstens 20000 Hz abtastet, und einer Energieversorgungseinheit, die die Lichtquelle, den Lichtsensor und den Analog-/Digitalwandler mit Energie versorgt, und

- 5 - eine Recheneinheit, eingerichtet zur Verarbeitung und/oder Auswertung des Digitalsignals.

Kernelement des erfindungsgemäßen Systems ist die Lichtmesseinheit, die an der Hautoberfläche des Messobjektes angeordnet wird und dort die Pulswelle nichtinvasiv misst. Hierzu durchleuchtet die Lichtquelle der Lichtmesseinheit das
10 lokale Körpergewebe durch die Haut (perkutan), und der Lichtsensor misst die Lichtabsorption bzw. die Lichtremission. Die Lichtabsorption/-remission hängt von der Blutmenge und von der Blutzusammensetzung im durchleuchteten Körpergewebe ab. Blutmenge und Blutzusammensetzung variieren während des Pulszyklus in charakteristischer Weise.

- 15 Im Folgenden wird der Begriff Pulswelle synonym für die durch den Herzschlag verursachte Wellenausbreitung im Blutgefäßsystem und für das zeitabhängige Signal des Lichtsensors verwendet.

- Die Pulswelle wird durch den rhythmischen Blutauswurf des Herzens in der Aorta und in der Arteria pulmonalis erzeugt und pflanzt sich bis zu den
20 Kapillaren im Körpergewebe fort. An Orten, an denen sich der Wellenwiderstand ändert, wird die Pulswelle reflektiert. Am Ende der Herzschlag-Systole ist ein kurzdauernder Rückstrom (mit dem Schließen der Aortenklappe) Ursache für eine so genannte Inzisur im Pulswellenverlauf. Der Verlauf der Pulswelle ist gekennzeichnet durch einen Anstieg bis zu einem Maximum, gefolgt von einem
25 Abfall bis zur Inzisur und einer langsameren kontinuierlichen Abnahme bis zu einem Minimum am Ende der Diastole. Die Differenz zwischen systolischer und diastolischer Amplitude der Pulswelle stellt die Blutdruckamplitude dar. Eine Überhöhung der Blutdruckamplitude erscheint in den herzfernen Arterien aufgrund der Reflexion der Pulswelle. Zur Ausbildung eines zweiten Gipfels in
30 der herzfernen Pulswelle (Dikrotie) führt eine erneute Reflexion (z.B. der rücklaufenden Pulswelle an der Aortenklappe) der wieder in die Peripherie laufenden Welle.

Eine wesentliche Erkenntnis der Erfindung ist, dass der zeitliche Verlauf der mittels der Lichtmesseinheit gemessenen Pulswelle die Gefäßelastizität sowie diverse individuelle Gefäßeigenschaften widerspiegelt, sodass aus der Pulswelle zahlreiche individuelle Vitalparameter direkt oder indirekt abgeleitet werden können. Hierfür müssen die Feinheiten des Zeitverlaufs der Pulswelle ausgewertet werden. Damit dies bei niedrigen genau wie bei hohen Pulsfrequenzen (von 200 Schlägen pro Minute oder sogar mehr) möglich ist, wird erfindungsgemäß ein Analog-/Digitalwandler verwendet, der das analoge Signal des Lichtsensors in ein Digitalsignal konvertiert, wobei der Analog-/Digitalwandler das analoge Signal mit einer Abtastrate von wenigstens 1000 Hz, vorzugsweise wenigstens 5000 Hz, besonders bevorzugt wenigstens 20000 Hz abtastet. In der Praxis können sogar Abtastraten, die noch darüber liegen (bis zu 50000 Hz oder mehr), mit Vorteil angewandt werden. Der zeitliche Abstand zwischen den einzelnen Herzschlägen beträgt bei hohen Pulsfrequenzen nur wenige Millisekunden. Die erfindungsgemäß vorgeschlagene Abtastrate ermöglicht selbst bei hohen Pulsfrequenzen immer noch eine Auswertung der Details des Pulswellenverlaufs. Der Dynamikbereich der Digitalisierung (z.B. 8, 16 oder 24 Bit) ist weniger entscheidend als die zeitliche Auflösung.

Das somit hochfrequent abgetastete Digitalsignal wird mittels der Recheneinheit verarbeitet. Die Recheneinheit kann z.B. geeignete Digitalfilter anwenden, um Rauschen, Bewegungsartefakte oder andere Störungen zu unterdrücken, ohne dass die für die Ableitung physiologisch relevanter Informationen erforderlichen Details des Pulswellenverlaufs verloren gehen.

Das erfindungsgemäße System erlaubt die zuverlässige Ableitung einer Vielzahl von medizinischen Parametern aus dem zeitlich hoch aufgelöst gemessenen Pulswellensignal. Gleichzeitig lässt sich das erfindungsgemäße System besonders kostengünstig realisieren. Die eigentliche Sensorik besteht, wie oben ausgeführt, nur aus der Lichtquelle und dem Lichtsensor. Zur Energieversorgung wird eine geeignete Energiequelle als Energieversorgungseinheit (zum Beispiel in Form einer Batterie oder eines Akkus) benötigt. Die Auswertung durch die Recheneinheit erfordert die

Digitalisierung mittels des Analog-/Digitalwandlers, der bei einer hinreichend hohen Abtastrate arbeitet.

Die optische Messung der Pulswelle gemäß der Erfindung kann auch als (kontinuierliche) Lichtkardiographie bezeichnet werden, die zur fundierten
5 Einschätzung und Überwachung des Gesundheitszustands des Benutzers des Systems dient. Die Lichtmesseinheit kann sehr kompakt und leicht ausgestaltet sein. Die wenigen elektronischen Komponenten sind als miniaturisierte Standardteile (zum Beispiel in SMD-Bauform) kommerziell verfügbar. Die
10 Lichtmesseinheit kann somit für den Benutzer komfortabel und von außen kaum wahrnehmbar am Körper getragen werden.

Bei einer bevorzugten Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Systems sind die Lichtmesseinheit und die Recheneinheit voneinander räumlich getrennt und über eine drahtlose oder drahtgebundene Datenschnittstelle zur Übertragung des Digitalsignals miteinander verbunden. Die räumliche Trennung von
15 Lichtmesseinheit und Recheneinheit hat den Vorteil, dass nur die Lichtmesseinheit, nicht jedoch die für die Auswertung des Pulswellensignals erforderliche Recheneinheit unmittelbar an der Hautoberfläche angeordnet sein muss. Es existieren zahlreiche Standards zur drahtlosen oder drahtgebundenen Übertragung von Digitalsignalen, auf die für das erfindungsgemäße System
20 zurückgegriffen werden kann. Die Recheneinheit kann zum Beispiel ein Smartgerät sein, das heutzutage ohnehin häufig benutzt und mitgeführt wird. Unter einem Smartgerät wird im Sinne der Erfindung ein tragbarer, programmierbarer Minicomputer mit Prozessor, Arbeitsspeicher, Benutzerschnittstelle und Display verstanden, wie zum Beispiel ein
25 handelsübliches Smartphone oder einen Tablet-Computer. Die Rechenleistung derartiger Smartgeräte reicht aus, um das digitale Pulswellensignal zu verarbeiten und gegebenenfalls auf dem Display darzustellen.

Bei einer weiteren bevorzugten Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Systems ist die Lichtmesseinheit über eine erste Datenschnittstelle mit einem Smartgerät
30 drahtlos oder drahtgebunden verbunden, wobei die Lichtmesseinheit das Digitalsignal über die erste Datenschnittstelle an das Smartgerät überträgt, wobei das Smartgerät mit der Recheneinheit über eine zweite Datenschnittstelle

drahtlos oder drahtgebunden verbunden ist, wobei das Smartgerät das Digitalsignal über die zweite Datenschnittstelle an die Recheneinheit überträgt und die Recheneinheit das Digitalsignal verarbeitet und/oder in einem zentralen Datenspeicher speichert, und wobei die Recheneinheit ein Verarbeitungsergebnis über die zweite Datenschnittstelle an das Smartgerät überträgt. Bei dieser Ausgestaltung dient das Smartgerät gleichsam als „Relaisstation“, die das Digitalsignal von der Lichtmesseinheit (über die erste Datenschnittstelle) empfängt und (über die zweite Datenschnittstelle) an die Recheneinheit weitergibt, wo dann die eigentliche Verarbeitung und Auswertung des Digitalsignals zur Ableitung medizinisch relevanter Parameter stattfindet. Gleichzeitig kann die Recheneinheit das Digitalsignal und gegebenenfalls auch die Verarbeitungsergebnisse in einem zentralen Datenspeicher (zum Beispiel in einer Datenbank) speichern. Nach der Verarbeitung und gegebenenfalls Speicherung des Digitalsignals kann die Recheneinheit die Verarbeitungsergebnisse wiederum über die zweite Datenschnittstelle an das Smartgerät zurückübertragen. Mittels des Smartgerätes kann der Benutzer dann die Verarbeitungsergebnisse betrachten und gegebenenfalls weiterverarbeiten. Die erste Datenschnittstelle kann bei einer bevorzugten Ausgestaltung eine Kurzstrecken-Funkschnittstelle sein, zum Beispiel nach dem Bluetooth-Standard. In diesem Falle ist die Lichtmesseinheit mit dem Smartgerät drahtlos über die Kurzstrecken-Funkschnittstelle verbunden. Der Bluetooth-Standard ist etabliert. Vorgefertigte elektronische Komponenten zur praktischen Realisierung der ersten Datenschnittstelle auf Basis des Bluetooth-Standards sind zu geringen Kosten verfügbar. Häufig ist eine Bluetooth-Schnittstelle in kommerziellen Mikrokontrollern, die für die erfindungsgemäße Lichtmesseinheit verwendet werden können, standardmäßig vorhanden. Besonders geeignet für das erfindungsgemäße System ist eine Datenschnittstelle nach dem Bluetooth-Low-Energy-Standard (BLE). Dies ermöglicht die Vernetzung zwischen der Lichtmesseinheit und dem Smartgerät über eine Distanz von 10 m bei äußerst geringem Energieverbrauch. Entsprechend reicht eine miniaturisierte Batterie bzw. ein Akku mit geringer Kapazität als Energieversorgungseinheit der Lichtmesseinheit aus. Die zweite Datenschnittstelle ist dann zweckmäßig ein Computernetzwerk, wie zum Beispiel das Internet. Die Recheneinheit ist in diesem Fall ein Computer, zum Beispiel in Form eines Servers, der an das Internet angebunden ist und an den das Digitalsignal zur Verarbeitung und

gegebenenfalls zur Speicherung übertragen wird. Hierzu können die üblicherweise bei Smartgeräten vorhandenen Kommunikationsschnittstellen (3G, LTE, WLAN etc.) verwendet werden.

Ein weiterer wesentlicher Aspekt des erfindungsgemäßen Systems ist die
5 Ableitung einer so genannten Pulswellensignatur aus dem Digitalsignal mittels der Recheneinheit. Dabei ist die Pulswellensignatur durch lokale und globale Extrema des zeitlichen Pulswellenverlaufs, deren relative zeitliche Lage und deren relative Amplitudenwerte bestimmt. Die Pulswellensignatur ist damit gleichsam ein Satz von Parametern, welche die zeitlichen Positionen der lokalen
10 und globalen Extrema des zeitlichen Pulswellenverlaufs sowie die relativen Amplitudenwerte des Messsignals bezeichnen. Die zeitlichen Positionen werden dabei vorzugsweise ebenfalls relativ angegeben. Das bedeutet z.B., dass die Pulswelle in so genannte RR-Intervalle unterteilt wird. Ein RR-Intervall gibt das Zeitintervall zwischen zwei aufeinanderfolgenden Systolen an. Die Dauer des
15 RR-Intervalls hängt naturgemäß von der Pulsfrequenz ab. Es zeigt sich, dass die Pulswelle bestimmte Charakteristika aufweist, die unabhängig von der Pulsfrequenz sind. Von daher werden die zeitlichen Positionen der lokalen und globalen Extrema des zeitlichen Pulswellenverlaufs zur Bestimmung der Pulswellensignatur als relative Größen bezogen auf das jeweilige RR-Intervall
20 angegeben. Der Absolutwert des Pulswellensignals ist ohne Bedeutung. Somit werden im Zusammenhang mit der Pulswellensignatur die Amplitudenwerte der lokalen und globalen Extrema ebenfalls als relative Werte erfasst, zum Beispiel in Relation zur Amplitude des globalen Maximums der Pulswellenkurve, das der Systole entspricht.

25 Die genannten Charakteristika der Pulswellenkurve sind individuell unterschiedlich. Die Pulswellensignatur eignet sich damit zur Identifizierung des untersuchten Objektes. Damit kann das erfindungsgemäße System zur Authentifizierung verwendet werden. Die Pulswellensignatur wird dabei vergleichbar einem Fingerabdruckmuster verwendet. Demnach kann das
30 erfindungsgemäße System mit Vorteil eingerichtet sein, die Pulswellensignatur mit in einem Datenspeicher hinterlegten Pulswellensignaturdaten zum Zwecke der Identifizierung oder Authentifizierung des Objektes zu vergleichen. Die

Authentifizierung findet zweckmäßig mittels der Recheneinheit des erfindungsgemäßen Systems statt.

Das erfindungsgemäße System kann weiter eingerichtet sein, die Pulswellensignatur mit in einem Datenspeicher hinterlegten
5 Pulswellensignaturdaten zum Zwecke der Feststellung einer möglichen Erkrankung zu vergleichen. So können anhand der Pulswelle z.B. Extrasystolen festgestellt werden, die auf eine Herzrhythmusstörung hindeuten.

Für die Bestimmung der Pulswellensignatur ist Voraussetzung, dass das Signal des Lichtsensors erfindungsgemäß mit einer hinreichend hohen Abtastrate
10 digitalisiert wird.

Bei einer bevorzugten Ausgestaltung ist die Recheneinheit des erfindungsgemäßen Systems eingerichtet, aus dem Digitalsignal zumindest einen der folgenden Vitalparameter abzuleiten: Herzfrequenz, Herzfrequenz-variabilität, Pulsdruck, Pulswellenlaufzeit, Blutdruck, Atmungsfrequenz,
15 Sauerstoffsättigung.

Die Herzfrequenz kann beispielsweise aus der Dauer des Zeitintervalls von einer Systole zur nächsten Systole (RR-Intervall) gemessen werden. Die Herzfrequenz gibt an, wie häufig das Herz in einer Minute kontrahiert. Die Herzfrequenz in Ruhe und unter Belastung ist die gängigste Größe zur
20 Beurteilung der Leistungsfähigkeit. Für die Herzfrequenz sind Grenzwerte in den unterschiedlichen Altersklassen beschrieben. Die individuellen Unterschiede sind jedoch sehr stark, da die Herzfrequenz von vielen Faktoren beeinflusst wird. Dazu gehören neben dem Lebensalter auch der Trainingszustand, der aktuelle Gesundheitszustand und der Einfluss zahlreicher Medikamente. Eine
25 kontinuierliche Herzfrequenzmessung bringt demnach die Möglichkeit mit sich, zahlreiche gesundheitliche Fragestellungen näher zu untersuchen. Die Herzfrequenz ist ein zentraler Parameter in der Trainingssteuerung und Leistungsdiagnostik.

Die Herzfrequenzvariabilität wird erfindungsgemäß mittels der Recheneinheit
30 durch statistische Auswertung mehrerer zeitlich aufeinanderfolgend gemessener

Herzfrequenzwerte ermittelt. Aus der Pulswellenvariabilität ergibt sich die Herzfrequenzvariabilität. Damit bezeichnet man die Möglichkeit des menschlichen Körpers, die Abstände zwischen zwei Herzschlägen zu verändern. Die Abstände werden über die Kammerkontraktion des Herzens definiert. Die Dauer des RR-Intervalls verändert sich auch in Ruhe spontan, d.h. die Abstände zwischen den Herzkontraktionen unterscheiden sich. Bei gesunden Personen wird die Herzaktion über einen Taktgeber gestartet. Das Erregungszentrum im Herzen heißt Sinusknoten. Dieser wird vom vegetativen Nervensystem gesteuert und unterliegt somit nicht dem willentlichen Einfluss, sondern der Aktivität des Sympathikus. Körperliche aber auch psychische Belastungen gehen mit einer Erhöhung der Sympathikusaktivität einher, dies führt zu einem Anstieg der Herzfrequenz. Der Parasympathikus, der Gegenspieler des Sympathikus im vegetativen Nervensystem, reduziert dagegen die Herzfrequenz. Es wird deutlich, dass äußere Einflüsse (Bewegung, Gedanken) aber auch mechanische Abläufe (z.B. Atmung) die Herzfrequenz beeinflussen können. Da die Herzfrequenzvariabilität ihren Ursprung im vegetativen Nervenzentrum hat, lassen die gemessenen Werte Rückschlüsse auf Erkrankungen des Organsystems zu. Wahrscheinlich ist die Herzfrequenzvariabilität sogar aussagekräftiger als die Herzfrequenz, um physiologische oder pathologische Veränderung im Herzkreislaufsystem frühzeitig zu erkennen. Es können Veränderungen in Ruhe und nach sportlicher Belastung beobachtet und ausgewertet werden. Folgende Parameter können von Interesse sein:

NN50 = Anzahl der fortlaufenden RR-Intervalle $\geq$ 50ms;
SDNN = Standardabweichung aller gemessenen RR-Intervalle bei Sinusrhythmus;
rMSSD = die Wurzel des Mittelwertes der quadrierten Differenzen fortlaufender RR-Intervalle

Mit der Herzfrequenzvariabilität können im Sport die Beanspruchung des Sportlers und eventuelle Übertrainingssituationen bestimmt werden. Eine gezielte Trainingssteuerung wird mit der Herzfrequenzvariabilität möglich. Aber auch im medizinischen Bereich findet die Herzfrequenzvariabilität ihren Einsatz. Die Parameter der Herzfrequenzvariabilität verändern sich nicht nur durch

sportliche Aktivität, sondern auch durch das Vorliegen von Risikofaktoren und eine Reduktion dieser Risikofaktoren. So sind zum Beispiel bei Diabetikern mit vorliegender Neuropathie die zeitbezogenen Variablen wie SDNN, NN50 und rMSSD reduziert.

- 5 Der Pulsdruck (Blutdruckamplitude) ergibt sich aus dem Verhältnis der Signalamplituden der Systole und der Diastole im Pulswellensignal.

Die Pulswellenlaufzeit beschreibt die Zeit, die eine Pulswelle benötigt, um eine gewisse Strecke im Gefäßsystem des Körpers zurückzulegen. Die Pulswellenlaufzeit kann erfindungsgemäß durch gleichzeitige Messung des
10 Pulswellensignals (mittels zweier Lichtmesseinheiten) an zwei verschiedenen Messorten (herznah und herzfern) am Körper bestimmt werden. Durch die Messung der Pulswellenlaufzeit können Rückschlüsse auf wichtige Vitalparameter wie Blutdruck sowie Elastizität der Gefäße gezogen werden. Es ist möglich, anhand der Pulswellenlaufzeit eine arteriosklerotische Veränderung
15 der Gefäße sehr früh zu diagnostizieren und mit der entsprechenden Lebensstiländerung (z.B. fett- und natriumarme Ernährung, sportliche Aktivität) ein Fortschreiten der Arteriosklerose zu verhindern.

Studien haben gezeigt, dass zumindest über kurze Zeiträume die Pulswellenlaufzeit auch zur Blutdruckbestimmung verwendet werden kann.
20 Hierzu kann allerdings noch eine Referenzmessung notwendig sein. Der Blutdruck gilt als einer der medizinischen Standards in der Beurteilung der kardiovaskulären Situation in Ruhe und unter körperlicher Belastung. Die physiologischen Grenzwerte in Ruhe und unter Belastung sind umfangreich beschrieben und in Leitlinien festgelegt. Eine kontinuierliche Bestimmung des
25 Blutdruckes ist unter Belastung aktuell jedoch nicht möglich, da mittels Blutdruckmanschette nur zu festgelegten Zeitpunkten der Blutdruck bestimmt werden kann. Durch die Erfindung wird eine kontinuierliche Messung möglich. Der Blutdruck wird erfindungsgemäß aus der Geschwindigkeit der Pulswelle / der Pulswellenlaufzeit bestimmt, eine geringe Laufzeit vom Herzen zur
30 Peripherie steht für einen hohen Blutdruck, da die Gefäße eng gestellt sind. Bevorzugt erfolgt bei Anwendung der Erfindung zur Blutdruckmessung eine Eichung in Ruhe und unter Belastung. Danach kann der Blutdruck kontinuierlich

gemessen werden. Das erfindungsgemäße Verfahren ist in allen Personen-
gruppen einsetzbar, durch die nichtinvasive Messung kann jeder ohne Risiko die
Messung durchführen. Eine Blutdruckbestimmung über längere Zeit wird nicht
nur bei gesunden Sportlern, sondern auch bei Risikogruppen z.B. Herzpatienten
5 und Schwangeren möglich. Die Nutzer erhalten die Möglichkeit,
Blutdruckspitzen und Situationen, die zu einem Anstieg führen, zu erkennen.
Daraus ergibt sich in der Folge, dass die Nutzer entsprechende Situationen
vermeiden können und lernen, ihren Blutdruck durch Änderungen im Lebensstil
besser zu kontrollieren.

- 10 Die gemäß der Erfindung erfasste Pulswelle ist überlagert von einer Oszillation
mit gegenüber dem Puls geringerer Frequenz, nämlich der Atemfrequenz. Diese
überlagerte Oszillation kann gemäß der Erfindung ausgewertet werden, um die
Atemfrequenz zu bestimmen.

- Weiterhin kann eine Sauerstoffsättigung des Blutes des untersuchten Objektes
15 bestimmt werden. Die Sauerstoffsättigung gibt an, wie viel Prozent des
gesamten Hämoglobins im Blut mit Sauerstoff beladen ist. Sie erlaubt unter
anderem Aussagen über die Effektivität des Sauerstofftransportes, also in erster
Linie über die Atmung. Zur Messung der Sauerstoffsättigung sollte die
Lichtmesseinheit des erfindungsgemäßen Systems Lichtquellen aufweisen, die
20 bei zumindest zwei verschiedenen Wellenlängen emittieren (z.B. im roten und
im infraroten Spektralbereich), um die Sauerstoffsättigung durch
Differenzbildung der bei den verschiedenen Wellenlängen gemessenen Signale
zu ermitteln (wie bei herkömmlichen Pulsoximetern).

- Aus der Sauerstoffsättigung kann in Kombination mit einer Analyse des
25 erfindungsgemäß erfassten Pulswellenverlaufs auf das sogenannte
Herzminutenvolumen zurückgeschlossen werden. Ein geeigneter Algorithmus ist
z.B. unter der Bezeichnung PiCCO („Pulse Contour Continuous Cardiac
Output“) bekannt, der mittels der Recheneinheit des erfindungsgemäßen
Systems genutzt werden kann. Das Herzminutenvolumen (HMV) oder
30 Herzzeitvolumen (HZV) ist das Volumen des Blutes, welches in einer Minute
vom Herz über die Aorta ascendens in den Blutkreislauf gepumpt wird. Das
Herzminutenvolumen ist also ein Maß für die Pumpfunktion des Herzens und

damit ein insbesondere im kardiologischen Bereich sehr aussagekräftiger Parameter. Im Englischen und als Fachausdruck auch im Deutschen wird dafür auch der Begriff Cardiac Output (abgekürzt CO) benutzt.

5 In einer weiteren Ausführungsform werden Daten des untersuchten Objektes sowie Umgebungsdaten parallel zur Pulswelle erfasst. Hierzu weist das erfindungsgemäße System wenigstens ein zusätzliches Sensorelement aus der folgenden Liste auf: Bewegungs-, Beschleunigungs-, Lage-, Positions-, Umgebungstemperatur-, Körpertemperatur-, Luftdruck-, Schallsensor. Die Bewegungsdaten erlauben dabei beispielsweise eine Rekonstruktion der
10 körperlichen Belastung der Person, was bei der Auswertung der Pulswelle und der Ableitung von Vitalparametern aus der Pulswelle berücksichtigt wird. Die zusätzlichen Sensorelemente können entweder separat von der Lichtmesseinheit sein. Z.B. können die Bewegungs-, Beschleunigungs-, Lage- und/oder Positionssensoren verwendet werden, die in üblichen Smartgeräten
15 ohnehin bereits vorhanden sind. Die Bewegungen des Messobjektes, das das entsprechende Smartgerät mit sich führt, können damit erfasst werden, während parallel die Lichtmesseinheit kontinuierlich die Pulswelle misst. Alternativ kann eine entsprechende zusätzliche Sensorik in die Lichtmesseinheit integriert sein.

Bevorzugt ist die Recheneinheit eingerichtet, die Pulswelle und ein damit zeitlich
20 synchron erfasstes Messsignal des zusätzlichen Sensorelementes zu verarbeiten. Damit kann das erfindungsgemäße System z.B. als weiter entwickelter Activity Tracker verwendet werden, der die Fitness-Aktivitäten einer Person aufnimmt und überwacht. Das System kann z.B. die Schritte einer Person mittels der Beschleunigungssensorik zählen. Die zurückgelegte
25 Kilometerzahl und der Kalorienverbrauch kann automatisch ermittelt und die physische Aktivität und Fitness kann parallel dazu anhand der mittels der Messung der Pulswelle erfassten Vitalparameter bewertet werden. Dabei können, je nach verfügbarer Sensorik, auch die Körpertemperatur sowie Umgebungsbedingungen (Temperatur, Luftdruck) berücksichtigt werden. Die
30 Bewertung der physiologischen Parameter ist erfindungsgemäß wesentlich umfassender und fundierter möglich als bei herkömmlichen Systemen, die lediglich den Puls messen. Ähnlich wie bei herkömmlichen Activity Trackern bietet die Erfindung wiederum die Möglichkeit, die eigenen Trainingsfortschritte

per Smartgerät z.B. über Social Media zu veröffentlichen und mit anderen zu vergleichen.

Ein Schallsensor (Mikrofon) kann genutzt werden, um den Herzschall zu erfassen. Der Herzschall propagiert sehr schnell durch den Körper, so dass der Zeitpunkt der Herzkontraktion quasi instantan (mit einer Verzögerung von ca. 1 ms je nach Messort) über den Schall bestimmt werden kann. Der Zeitverzögerung zwischen dem Zeitpunkt der Herzkontraktion im Schallsignal und dem Maximum des über die Lichtmessung erfassten Pulswellensignals kann erfindungsgemäß genutzt werden, um daraus die Pulswellengeschwindigkeit zu bestimmen.

Bei einer weiter bevorzugten Ausgestaltung weist die Lichtmesseinheit des erfindungsgemäßen Systems zumindest eine Lichtquelle auf, die Licht im blauen und/oder roten Spektralbereich emittiert. Mit dem blauen Licht wird die Pulswelle vor allem im venösen Gefäßsystem erfasst. Mittels einer weiteren, im roten/infraroten Spektralbereich emittierenden Lichtquelle kann parallel die Pulswelle vor allem im arteriellen Gefäßsystem erfasst werden. Durch Vergleich dieser Daten können metabolische Parameter ermittelt werden, wie z.B. der Energieumsatz anhand des Sauerstoffverbrauchs. Der Sauerstoffverbrauch ergibt sich aus der Differenz des Sauerstoffgehaltes im arteriellen und venösen Blut. Durch Beleuchtung mit blauem (und ggf. rotem) Licht durch eine der Lichtquellen werden die Venen gegenüber dem restlichen Gewebe besonders deutlich sichtbar. Die Recheneinheit des Systems kann damit die Pulsung des Blutes in den Venen erkennen und von der (davon verschiedenen, z.B. zeitlich vorseilenden) Pulsung des Blutes in den Arterien unterscheiden. Der Sauerstoffgehalt kann dann wie bei einem herkömmlichen Pulsoximeter durch Messung bei den entsprechenden Wellenlängen bestimmt werden. Der gewonnene Messwert wird dabei anhand der jeweils detektierten Pulsung dem venösen bzw. arteriellen Blut zugeordnet. Die Differenz des Sauerstoffgehalts lässt dann Rückschlüsse auf den Energieumsatz zu. Die arterielle bzw. venöse Messung können zweckmäßig an verschiedenen Messorten am Körper mittels zweier Lichtmesseinheiten durchgeführt werden.

Bei einer weiter bevorzugten Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Systems sind die zumindest eine Lichtmesseinheit oder die Recheneinheit eingerichtet, dem Digitalsignal einen Zeitcode zuzuordnen, der angibt, zu welchem Zeitpunkt das analoge Signal des Lichtsensors jeweils digitalisiert wird. Wenn zwei oder
5 mehr Lichtmesseinheiten vorgesehen sind, sollte dabei die Zuordnung des Zeitcodes zu den Digitalsignalen der zwei oder mehr Lichtmesseinheiten synchronisiert sein. Durch den Zeitcode wird gewährleistet, dass die Daten der Pulswellenmessung mit anderen gleichzeitig erfassten Messdaten (z.B. den Daten eines zusätzlichen Sensorelementes, wie z.B. eines Beschleunigungs-
10 sensors) zeitlich präzise korreliert werden können. Bei der Bestimmung z.B. der Pulswellenlaufzeit aus an unterschiedlichen Messorten erfassten Pulswellen kommt es ebenfalls auf die Zuordnung der exakten Zeitpunkte zu den verschiedenen Signalabtastungen an. Durch die Zuordnung der Zeitcodes werden mögliche Auswertungsfehler durch Laufzeitverschiebungen, die sich ggf.
15 durch die digitale Signalübertragung von den Lichtmesseinheiten zur Recheneinheit ergeben, verhindert.

Die Erfindung betrifft weiterhin eine Lichtmesseinheit für das zuvor beschriebene System. Diese umfasst:

- wenigstens eine Lichtquelle,
- 20 - wenigstens einen Lichtsensor,
- wenigstens einen Analog-/Digitalwandler, der das analoge Signal des Lichtsensors in ein Digitalsignal konvertiert, wobei der Analog-/Digitalwandler das analoge Signal mit einer Abtastrate von wenigstens 1000 Hz, vorzugsweise wenigstens 5000 Hz, besonders bevorzugt wenigstens 20000
25 Hz abtastet, und
- einer Energieversorgungseinheit, die die Lichtquelle, den Lichtsensor und den Analog-/Digitalwandler mit Energie versorgt.

Weiter sollte die Lichtmesseinheit eine Datenkommunikationseinheit (z.B. nach dem erwähnten BLE-Standard) zur Übertragung des Digitalsignals an einen
30 Empfänger, insbesondere an die Recheneinheit des erfindungsgemäßen Systems aufweisen. Um eine ausreichend hohe Übertragungsgeschwindigkeit des Digitalsignals zu gewährleisten, insbesondere vor dem Hintergrund der hohen Abtastrate, kann die Datenkommunikationseinheit eingerichtet sein, dass

Digitalsignal vor der Übertragung an den Empfänger zu komprimieren. Geeignete Datenkompressionsalgorithmen sind aus dem Stand der Technik bekannt. Da die erfasste Pulswelle ein mehr oder weniger periodisches Signal mit immer wiederkehrenden Merkmalen ist, ist eine Datenkompression besonders effizient möglich.

Bevorzugt weist die Lichtmesseinheit gemäß der Erfindung ein Befestigungsmittel zur Befestigung der Lichtmesseinheit an einem menschlichen oder tierischen Körper auf. Das Befestigungsmittel kann zum Beispiel ein Klettband, ein selbstklebendes Pflaster, ein elastisches Band, ein Armreif oder ein Armband, ein Fingerring, ein Kleidungsstück oder ein Handschuh sein. Sämtliche dieser Befestigungsmittel ermöglichen es, die sehr kompakt und leicht bauende Lichtmesseinheit auf der Haut des menschlichen oder tierischen Messobjektes unauffällig und bequem zu befestigen. Besonders bevorzugt ist ein selbstklebendes Pflaster als Befestigungsmittel, da sich dadurch eine besonders sichere und feste Anbringung sicherstellen lässt. Durch Bewegungen des Körpers hervorgerufene Artefakte im Messsignal können dadurch minimiert werden.

Bei einer möglichen Ausgestaltung weist das Befestigungsmittel zwei Oberflächen auf, wobei eine erste Oberfläche des an dem Körper angeordneten Befestigungsmittels auf der Hautoberfläche aufliegt und eine zweite Oberfläche von der Hautoberfläche weg weist, wobei an der ersten und zweiten Oberfläche jeweils wenigstens eine Lichtquelle und wenigstens ein Lichtsensor angeordnet sind. Bei einem Ausführungsbeispiel kann das Befestigungsmittel (zum Beispiel in Form eines Armbandes) am Arm des Benutzers in der Nähe der Arteria Radialis angeordnet sein, um dort die periphere Pulswelle zu messen. Diese Messung erfolgt mittels der Lichtquelle und des Lichtsensors, die an der zur Hautoberfläche hin weisenden, d.h. inneren Oberfläche des Armbandes angeordnet sind. Eine weitere Lichtquelle und ein weiterer Lichtsensor befinden sich an der Außenseite des Armbandes. Der Benutzer kann diese äußere Sensorik an einem anderen Messort an der Hautoberfläche zur Anlage bringen, zum Beispiel in der Nähe der Arteria Carotis, um dort gleichzeitig die zentrale Pulswelle zu messen.

Weiter bevorzugt sind die Lichtquelle und der Lichtsensor auf einem flexiblen Träger angeordnet, der von einem weiteren Träger, auf dem wenigstens der Analog-/Digitalwandler und die Energieversorgungseinheit angeordnet sind, räumlich getrennt ist, wobei zwischen Lichtquelle und Lichtsensor einerseits und
5 Analog-/Digitalwandler und Energieversorgungseinheit andererseits eine flexible Kabelverbindung besteht. Die räumliche Trennung von Lichtquelle und Lichtsensor von den übrigen Komponenten in Kombination mit der Verwendung von flexiblen Trägern reduziert in besonders effizienter Weise durch Bewegungen hervorgerufene Messfehler und Artefakte.

10 Wie oben erläutert, emittiert die Lichtquelle der erfindungsgemäßen Lichtmesseinheit zweckmäßig im infraroten, roten oder blauen Spektralbereich, wobei der wenigstens eine Lichtsensor in dem entsprechenden Spektralbereich empfindlich sein sollte. Bevorzugt sind zwei oder mehr Lichtquellen vorgesehen, die Licht in verschiedenen Spektralbereichen emittieren. Dies ermöglicht die
15 gezielte Messung der Pulswelle in venösem bzw. arteriellem Blut sowie die Messung der Sauerstoffsättigung des Blutes, ähnlich wie bei einem herkömmlichen Pulsoximeter.

Weiter bevorzugt weist die erfindungsgemäße Lichtmesseinheit eine Synchronisationseinheit auf, die dem Digitalsignal einen Zeitcode zuordnet, der
20 angibt, zu welchem Zeitpunkt das analoge Signal des Lichtsensors jeweils digitalisiert wird. Dies ermöglicht, wie oben erläutert, eine zeitliche Korrelation der erfassten Pulswelle mit anderen sensorisch erfassten Signalen.

Die Erfindung ermöglicht damit insgesamt einfach und kostengünstig, Vitalparameter für unterschiedliche Anwendungen zu bestimmen. Damit werden
25 die Vitalparameter einfach zugänglich und können als Grundlage für eine Vielzahl von Anwendungen verwendet werden.

Die Erfindung kann für den Bereich der telemedizinischen und medizinischen Anwendungen, der Spiele, Sport- und Freizeitmöglichkeiten, Online-Spiele, der Steuerung von Leistungsmerkmalen an Geräten, Maschinen, Anlagen und
30 Fahrzeugen die persönlichen Vitaldaten bereitstellen.

Weitere Merkmale, Einzelheiten und Vorteile der Erfindung ergeben sich aus dem Wortlaut der Patentansprüche sowie aus der Beschreibung von Ausführungsbeispielen anhand der Figuren.

5 Eine Vielzahl von Anwendungen besteht für die Erfindung außerdem bei der Bestimmung und kontinuierlichen Überwachung von Vitalparametern bei Tieren.

Die Erfindung wird in weiteren Einzelheiten nachfolgend mit Bezug auf bevorzugte Ausführungsbeispiele anhand der Figuren näher erläutert.

Es zeigen:

- | | | |
|----|--------|---|
| 10 | Fig. 1 | eine schematische Darstellung des erfindungsgemäßen Systems; |
| | Fig. 2 | schematische Darstellung eines weiteren Ausführungsbeispiels des erfindungsgemäßen Systems; und |
| 15 | Fig. 3 | Illustration der Bestimmung der Pulswellensignatur gemäß der Erfindung. |

Die Figur 1 zeigt schematisch ein erfindungsgemäßes System zur Bestimmung von Vitalparametern eines Objektes, nämlich eines menschlichen oder tierischen Körpers.

20 Das System umfasst eine Lichtmesseinheit, die insgesamt mit der Bezugsziffer 100 bezeichnet ist. Die Lichtmesseinheit weist eine Lichtquelle 102 in Form einer SMD-LED auf, die einen Gewebebereich des untersuchten menschlichen oder tierischen Körpers mit Licht aus dem infraroten Spektralbereich beleuchtet. Außerdem weist die Lichtmesseinheit 100 einen Lichtsensor 103 in Form einer Fotodiode auf. Der Lichtsensor 103 detektiert das an dem Gewebe gestreute und/oder von diesem reflektierte Licht. Das Ausgangssignal des Lichtsensors 103
25 wird mittels eines Analogfilters 104 grob vorgefiltert. Dadurch können Signalrauschen und sonstige Artefakte teilweise herausgefiltert werden. Die Lichtquelle 102, der Lichtsensor 103 und das Filterelement 104 sind auf einem

flexiblen Träger 105 angeordnet. Die Komponenten 102, 103 und 104 sind über eine flexible Kabelverbindung 106 mit einem Mikrokontroller 107 der Lichtmesseinheit 100 verbunden. Der Mikrokontroller 107 umfasst einen Analog-/Digitalwandler 108, der das vorgefilterte analoge Signal des Lichtsensors 103 in ein Digitalsignal transformiert, wobei der Analog-/Digitalwandler 108 das analoge Signal mit einer Abtastrate von bis zu 50000 Hz abtastet. Das Digitalsignal wird mittels eines Digitalfilterelementes 109 des Mikrokontrollers 107 weiter aufbereitet. Der Mikrokontroller 107 ist mit einer Energieversorgungseinheit 110 in Form einer Batterie verbunden, die den Mikrokontroller 107 sowie, über die Kabelverbindung 106, Lichtquelle 102 und Lichtsensor 103 mit Energie versorgt. Des Weiteren umfasst der Mikrokontroller 107 eine Datenkommunikationseinheit 111, und zwar in Form eines Bluetooth-Low-Energy-Moduls zur Übertragung des gefilterten Digitalsignals an einen Empfänger. Der Empfänger ist in diesem Fall ein Smartphone 112. Das Smartphone 112 zeigt auf dessen Display 113 das Digitalsignal in Form einer Pulswellenkurve 114 an. Das Smartphone 112 weist eine Internet-Schnittstelle auf, über die das Digitalsignal weiter „in die Cloud“, schematisch angedeutet durch 15, übertragen wird. Das bedeutet, dass das Digitalsignal auf einem mit dem Internet verbundenen Server für den weiteren Zugriff in geeigneter Form gespeichert wird. An das Internet angeschlossen ist des Weiteren eine Recheneinheit 116, d.h. ein Computer, der das Digitalsignal verarbeitet und auswertet. Die Recheneinheit 116 ist zum Beispiel dazu eingerichtet, aus dem Digitalsignal Vitalparameter abzuleiten, wie die Herzfrequenz, die Herzfrequenzvariabilität, den Pulsdruck, die Pulswellenlaufzeit, den Blutdruck, die Atmungsfrequenz sowie auch die Sauerstoffsättigung. Diese Parameter können wiederum über das Internet mittels des Smartphones 12 abgerufen und angezeigt werden.

Die Lichtmesseinheit 100 weist als Befestigungsmittel zur Befestigung an der Hautoberfläche des menschlichen oder tierischen Körpers ein selbstklebendes Pflaster 117 auf. Auf dem Pflaster 117 sind der Träger 105 sowie ein weiterer Träger 118 des Mikrokontrollers 107 und der Energieversorgungseinheit 110 angeordnet. Ebenfalls ist die flexible Kabelverbindung 106 auf dem Pflaster 117 angeordnet. Die Kabelverbindung 106 erstreckt sich zickzack-, wellen- oder mäanderförmig auf dem Pflaster 117 zwischen den beiden Trägern 105 und

118, um eine möglichst gute mechanische Entkopplung zu erzielen. Dadurch werden insgesamt Bewegungsartefakte in den Messsignalen minimiert.

Das Smartphone 112 weist einen integrierten Beschleunigungssensor (nicht dargestellt) auf. Die Recheneinheit 116 ist eingerichtet, die digitalisierte Pulswelle und das damit zeitlich synchron erfasste und ebenfalls „in die Cloud“ 115 übertragene Messsignal des Beschleunigungssensors des Smartphones 112 zu verarbeiten. Damit fungiert das dargestellte System als Activity Tracker, der die Aktivitäten des Messobjektes aufnimmt und überwacht und die mittels der Beschleunigungssensorik erfassten Bewegungen mit den über die Pulswelle erfassten Vitalparametern korreliert. Damit kann zum Beispiel ein Trainingsprogramm einer Person überwacht werden. Die Trainingsfortschritte und die anhand der Vitalparameter festgestellte Fitness kann über das Internet in Social Media veröffentlicht werden.

Die Figur 2 zeigt ein erfindungsgemäßes System mit zwei Lichtmesseinheiten 100' und 100'', die an unterschiedlichen Messorten am Körper 119 eines Messobjektes angeordnet sind. Es handelt sich jeweils um eine Lichtmesseinheit wie in Figur 1 dargestellt. Die Lichtmesseinheit 100' ist in der Nähe der Arteria Carotis, d.h. zentral angeordnet, während die weitere Lichtmesseinheit 100'' in der Peripherie in der Nähe der Arteria Radialis angeordnet ist. Der Mikrocontroller 107 jeder Lichtmesseinheit 100', 100'' fungiert gleichzeitig als Synchronisationseinheit und ordnet dem jeweils erzeugten Digitalsignal einen Zeitcode zu, der angibt, zu welchem Zeitpunkt das analoge Signal des jeweiligen Lichtsensors digitalisiert wird. Dabei ist die Zuordnung der Zeitcodes zu den Digitalsignalen durch die Lichtmesseinheiten 100' und 100'' synchronisiert. Die Synchronisation kann z.B. über eine Nahfeld-Funkverbindung (BLE) zwischen den Lichtmesseinheiten 100', 100'' oder mit dem Smartphone 112 erfolgen. Bei dem dargestellten Ausführungsbeispiel bildet das Smartphone 112 gleichzeitig die Recheneinheit, die die Digitalsignale der Lichtmesseinheiten 100' und 100'' auswertet. Aus der anhand der Zeitcodes feststellbaren Laufzeitdifferenz der Pulswelle leitet das Smartphone 112 die Pulswellengeschwindigkeit ab und berechnet daraus zum Beispiel den Blutdruck. Der Messwert kann dann auf dem Display 113 des Smartphones 112 angezeigt werden.

Die Recheneinheit 116, des z.B. in Figur 1 dargestellten erfindungsgemäßen Systems kann eingerichtet sein, aus dem Digitalsignal eine Pulswellensignatur abzuleiten, die durch lokale und globale Extrema des zeitlichen Pulswellenverlaufs, deren relative zeitliche Lage und deren relative Amplitudenwerte bestimmt ist. Dies ist in Figur 3 illustriert. Die Figur 3 zeigt schematisch den zeitlichen Verlauf des Pulswellensignals PW. Die in dem Diagramm der Figur 3 eingetragenen Ziffern bezeichnen Charakteristika der Pulswelle, die die Pulswellensignatur bestimmen. Der zeitliche Abstand zwischen den Punkten 1 und 7 gibt die Dauer eines Herzzyklus an, d.h. das RR-Intervall. Der zeitliche Abstand zwischen den Punkten 1 und 4 beschreibt die Dauer der Systole. Der zeitliche Abstand zwischen den Punkten 4 und 7 beschreibt die Dauer der Diastole. Die Punkte 2, 3, 5, 6 und 8 geben lokale und globale Extrema des Pulswellensignals PW an, deren zeitliche Lage und Amplitude charakteristisch für ein bestimmtes untersuchtes Individuum ist. Die Gesamtheit dieser Parameter bildet die Pulswellensignatur, die erfindungsgemäß zum Beispiel zum Zwecke der Authentifizierung genutzt werden kann.

Über die Dauer der Systole (Punkte 1-4) steigt die Pulscurve zunächst von 1 nach 2 bis zum oberen Wendepunkt 3 an und fällt dann steil bis zur so genannten Inzisur 4 ab. Die Inzisur entsteht durch einen kurzfristigen Anstieg des Blutdrucks von 4 nach 5 durch den Schluss der Aortenklappe am Ende des Herzschlags. Es folgt dann eine Nachschwingung (lokales Extremum 6) im diastolischen Teil des Pulswellenverlaufs PW bis der Fußpunkt 7 erreicht ist. Danach steigt die Pulswelle PW bis zum nächsten Maximum 8 wieder an. Der Pulszyklus beginnt von vorn.

Patentansprüche

1. System zur Bestimmung von Vitalparametern eines Objektes, nämlich eines menschlichen oder tierischen Körpers, umfassend zumindest:

- eine Lichtmesseinheit (100) mit wenigstens einer Lichtquelle (102),
5 die einen Gewebebereich des Objektes beleuchtet, wenigstens einem Lichtsensor (103), der das an dem Gewebe gestreute und/oder von diesem reflektierte Licht detektiert, einem Analog-/Digitalwandler (108), der das analoge Signal des Lichtsensors (103) in ein Digitalsignal konvertiert, wobei der Analog-/Digitalwandler (108) das analoge Signal mit einer Abtastrate von wenigstens
10 1000 Hz, vorzugsweise wenigstens 5000 Hz, besonders bevorzugt wenigstens 20000 Hz abtastet, und einer Energieversorgungseinheit (110), die die Lichtquelle (102), den Lichtsensor (103) und den Analog-/Digitalwandler (108) mit Energie versorgt, und
- eine Recheneinheit (116), eingerichtet zur Verarbeitung und/oder
15 Auswertung des Digitalsignals.

2. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtmesseinheit (100) von der Recheneinheit (116) räumlich getrennt und über eine drahtlose oder drahtgebundene Datenschnittstelle zur Übertragung des Digitalsignals mit der Recheneinheit (116) verbunden ist.

- 20 3. System nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtmesseinheit (100) über eine erste Datenschnittstelle mit einem Smartgerät (112) drahtlos oder drahtgebunden verbunden ist, wobei die Lichtmesseinheit das Digitalsignal über die erste Datenschnittstelle an das Smartgerät (112) überträgt, wobei das Smartgerät (112) mit der Recheneinheit
25 (116) über eine zweite Datenschnittstelle drahtlos oder drahtgebunden verbunden ist, wobei das Smartgerät (112) das Digitalsignal über die zweite

Datenschnittstelle an die Recheneinheit (116) überträgt und die Recheneinheit (116) das Digitalsignal verarbeitet und/oder in einem zentralen Datenspeicher speichert, und wobei die Recheneinheit ein Verarbeitungsergebnis über die zweite Datenschnittstelle an das Smartgerät (112) überträgt.

5 4. System nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Datenschnittstelle eine Kurzstrecken-Funkschnittstelle, insbesondere nach dem Bluetooth-Standard ist, wobei die zweite Datenschnittstelle ein Computernetzwerk, insbesondere das Internet ist.

10 5. System nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Recheneinheit (116) eingerichtet ist, aus dem Digitalsignal eine Pulswellensignatur abzuleiten, die durch lokale und globale Extrema des zeitlichen Pulswellenverlaufs (PW), deren relative zeitliche Lage und deren relative Amplitudenwerte bestimmt ist.

15 6. System nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass das System eingerichtet ist, die Pulswellensignatur mit in einem Datenspeicher hinterlegten Pulswellensignaturdaten zum Zwecke der Identifizierung oder Authentifizierung des Objektes zu vergleichen.

20 7. System nach Anspruch 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, dass das System eingerichtet ist, die Pulswellensignatur mit in einem Datenspeicher hinterlegten Pulswellensignaturdaten zum Zwecke der Feststellung einer möglichen Erkrankung zu vergleichen.

25 8. System einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Recheneinheit (116) eingerichtet ist, aus dem Digitalsignal zumindest einen der folgenden Vitalparameter abzuleiten: Herzfrequenz, Herzfrequenzvariabilität, Pulsdruck, Pulswellenlaufzeit, Blutdruck, Atmungsfrequenz, Sauerstoffsättigung.

 9. System nach einem der Ansprüche 1 bis 8, gekennzeichnet durch wenigstens ein zusätzliches Sensorelement aus der folgenden Liste:

Bewegungs-, Beschleunigungs-, Lage-, Positions-, Umgebungstemperatur-, Körpertemperatur-, Luftdruck-, Schallsensor.

10. System nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Recheneinheit (116) eingerichtet ist, die Pulswelle und ein damit zeitlich
5 synchron erfasstes Messsignal des zusätzlichen Sensorelementes zu verarbeiten.

11. System nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Recheneinheit (116) eingerichtet ist, aus der Pulswelle und/oder dem Messsignal des wenigstens einen zusätzlichen
10 Sensorelementes einen metabolischen Parameter abzuleiten.

12. System nach einem der Ansprüche 1 bis 11, gekennzeichnet durch wenigstens zwei Lichtmesseinheiten (100', 100'').

13. System nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass eine erste Lichtmesseinheit (100') einen herznäheren und eine zweite
15 Lichtmesseinheit (100'') einen herzferneren Gewebebereich des Objektes erfasst.

14. System nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass eine Lichtmesseinheit (100) wenigstens eine Lichtquelle (102) aufweist, die Licht im blauen und/oder roten Spektralbereich emittiert.

20 15. System nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass die zumindest eine Lichtmesseinheit (100) oder die Recheneinheit (116) eingerichtet sind, dem Digitalsignal einen Zeitcode zuzuordnen, der angibt, zu welchem Zeitpunkt das analoge Signal des Lichtsensors (103) jeweils digitalisiert wird.

25 16. System nach Anspruch 15 und einem der Ansprüche 12 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass die Zuordnung des Zeitcodes zu den

Digitalsignalen der zwei oder mehr Lichtmesseinheiten (100', 100''= synchronisiert ist.

17. Lichtmesseinheit für ein System nach einem der Ansprüche 1 bis 16, umfassend:

- 5 - wenigstens eine Lichtquelle (102),
- wenigstens einen Lichtsensor (103),
- wenigstens einen Analog-/Digitalwandler (108), der das analoge
Signal des Lichtsensors (103) in ein Digitalsignal konvertiert, wobei der Analog-
/Digitalwandler (108) das analoge Signal mit einer Abtastrate von wenigstens
10 1000 Hz, vorzugsweise wenigstens 5000 Hz, besonders bevorzugt wenigstens
20000 Hz abtastet, und
- einer Energieversorgungseinheit (110), die die Lichtquelle (102),
den Lichtsensor (103) und den Analog-/Digitalwandler (108) mit Energie
versorgt.

15 18. Lichtmesseinheit nach Anspruch 17, gekennzeichnet durch eine
Datenkommunikationseinheit zur Übertragung des Digitalsignals an einen
Empfänger.

19. Lichtmesseinheit nach Anspruch 17 oder 18, gekennzeichnet
durch ein Befestigungsmittel (117) zur Befestigung der Lichtmesseinheit an
20 einem menschlichen oder tierischen Körper.

20. Lichtmesseinheit nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet,
dass das Befestigungsmittel ein Klettband, ein selbstklebendes Pflaster, ein
elastisches Band, ein Armreif oder ein Armband, ein Fingerring, ein
Kleidungsstück oder ein Handschuh ist.

25 21. Lichtmesseinheit nach Anspruch 19 oder 20, dadurch
gekennzeichnet, dass das Befestigungsmittel zwei Oberflächen aufweist, wobei
eine erste Oberfläche des an dem Körper angeordneten Befestigungsmittels auf
der Hautoberfläche aufliegt und eine zweite Oberfläche von der Hautoberfläche
weg weist, wobei an der ersten und zweiten Oberfläche jeweils wenigstens eine
30 Lichtquelle und wenigstens ein Lichtsensor angeordnet sind.

22. Lichtmesseinheit nach einem der Ansprüche 17 bis 21, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtquelle (102) und der Lichtsensor (103) auf einem flexiblen Träger (105) angeordnet sind, der von einem weiteren Träger (118), auf dem wenigstens der Analog-/Digitalwandler (108) und die
5 Energieversorgungseinheit (110) angeordnet sind, räumlich getrennt ist, wobei zwischen Lichtquelle (102) und Lichtsensor (103) einerseits und Analog-/Digitalwandler (108) und Energieversorgungseinheit (110) andererseits eine flexible Kabelverbindung (106) besteht.

23. Lichtmesseinheit nach einem der Ansprüche 17 bis 22, dadurch
10 gekennzeichnet, dass die wenigstens eine Lichtquelle (102) Licht im infraroten, roten oder blauen Spektralbereich emittiert, wobei der wenigstens eine Lichtsensor (103) in dem entsprechenden Spektralbereich empfindlich ist.

24. Lichtmesseinheit nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, dass zwei oder mehr Lichtquellen vorgesehen sind, die Licht in verschiedenen
15 Spektralbereichen emittieren.

25. Lichtmesseinheit nach einem der Ansprüche 17 bis 24, gekennzeichnet durch eine Synchronisationseinheit, die dem Digitalsignal einen Zeitcode zuordnet, der angibt, zu welchem Zeitpunkt das analoge Signal des Lichtsensors (103) jeweils digitalisiert wird.

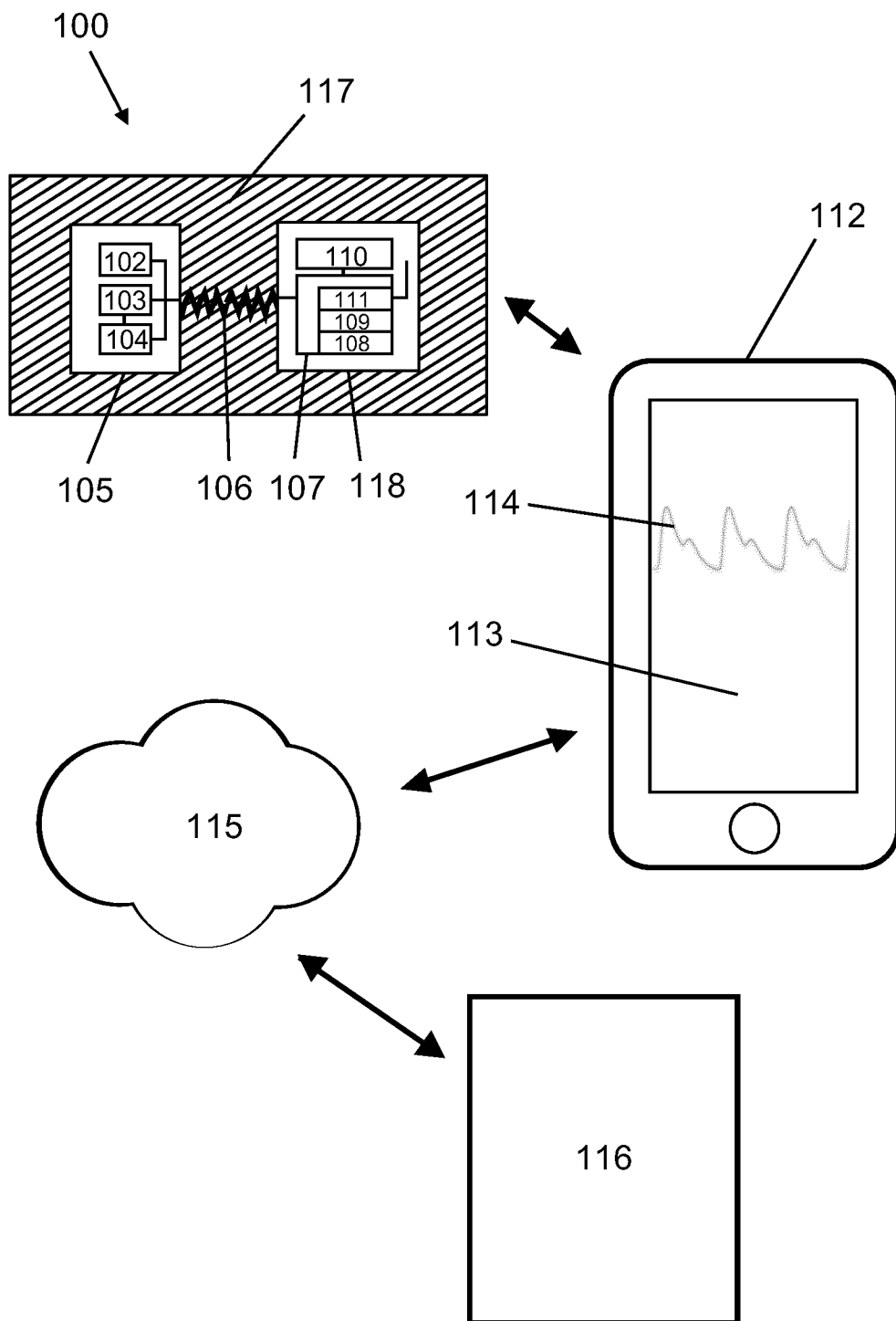


Fig. 1

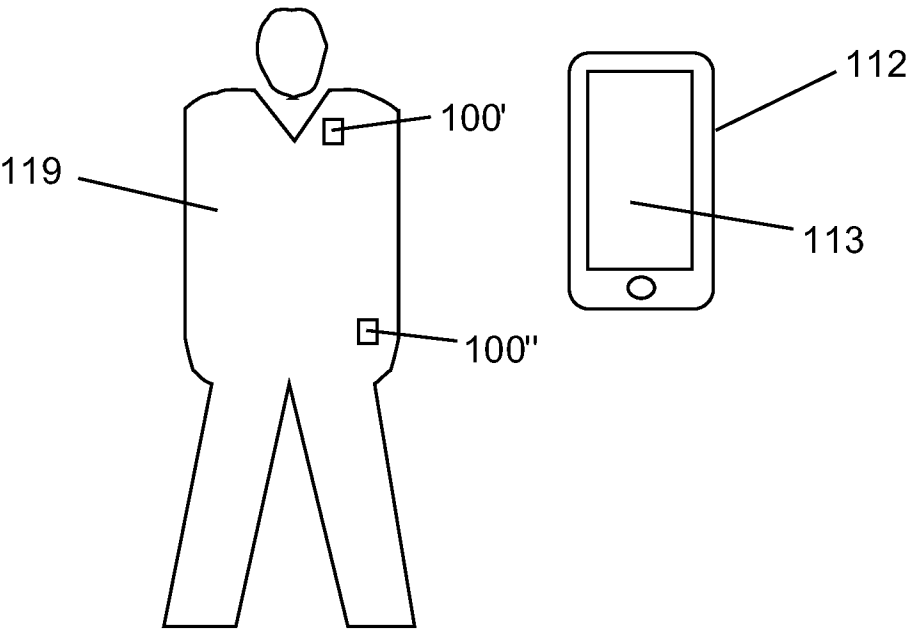


Fig. 2

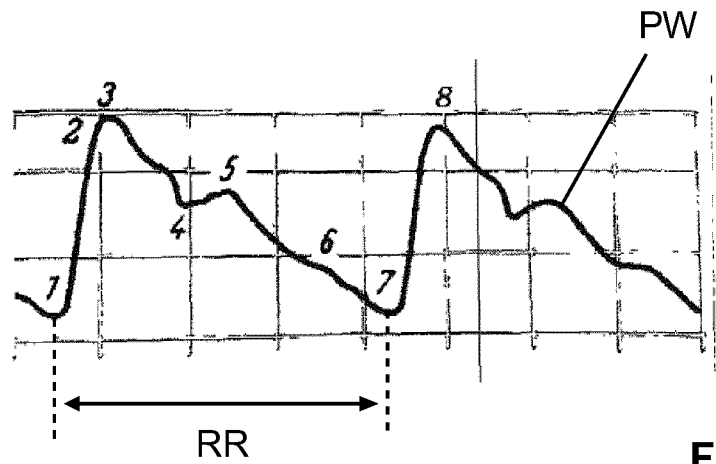


Fig. 3

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2015/054866

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B5/021 A61B5/1455
ADD. A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/117 A61B5/11

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 G01N

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	US 2003/199770 A1 (CHEN YUNQUAN [CA] ET AL) 23 October 2003 (2003-10-23) paragraphs [0050] - [0125]; claims; figures -----	1-25
X	EP 0 498 281 A1 (SANKYO CO [JP]) 12 August 1992 (1992-08-12) column 4, line 28 - column 10, line 10; claims; figures -----	1-25
X	US 2010/026995 A1 (MERRITT SEAN [US] ET AL) 4 February 2010 (2010-02-04) paragraphs [0006], [0053] - [0100], [0214] - [0216], [0278] - [0281]; claims; figures -----	1-25



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"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

30 April 2015

Date of mailing of the international search report

11/05/2015

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

Crisan, Carmen-Clara

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2015/054866

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2003199770	A1	23-10-2003	NONE

EP 0498281	A1	12-08-1992	AT 134852 T 15-03-1996
		CA 2060227 A1 01-08-1992	
		DE 69208695 D1 11-04-1996	
		DE 69208695 T2 25-07-1996	
		DK 0498281 T3 01-04-1996	
		EP 0498281 A1 12-08-1992	
		ES 2084198 T3 01-05-1996	
		GR 3020169 T3 30-09-1996	
		JP 2793404 B2 03-09-1998	
		JP H0542111 A 23-02-1993	
		US 5293874 A 15-03-1994	

US 2010026995	A1	04-02-2010	EP 2326240 A1 01-06-2011
		US 2010026995 A1 04-02-2010	
		US 2010030039 A1 04-02-2010	
		US 2010030040 A1 04-02-2010	
		US 2010030041 A1 04-02-2010	
		US 2011004082 A1 06-01-2011	
		US 2012253150 A1 04-10-2012	
		US 2014121482 A1 01-05-2014	
		US 2014155712 A1 05-06-2014	
		WO 2010017238 A1 11-02-2010	

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

INV. A61B5/021 A61B5/1455
 ADD. A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/117 A61B5/11

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

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

A61B G01N

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten 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	US 2003/199770 A1 (CHEN YUNQUAN [CA] ET AL) 23. Oktober 2003 (2003-10-23) Absätze [0050] - [0125]; Ansprüche; Abbildungen -----	1-25
X	EP 0 498 281 A1 (SANKYO CO [JP]) 12. August 1992 (1992-08-12) Spalte 4, Zeile 28 - Spalte 10, Zeile 10; Ansprüche; Abbildungen -----	1-25
X	US 2010/026995 A1 (MERRITT SEAN [US] ET AL) 4. Februar 2010 (2010-02-04) Absätze [0006], [0053] - [0100], [0214] - [0216], [0278] - [0281]; Ansprüche; Abbildungen -----	1-25



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

30. April 2015

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

11/05/2015

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

Crisan, Carmen-Clara

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2015/054866

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2003199770	A1	23-10-2003	KEINE

EP 0498281	A1	12-08-1992	AT 134852 T 15-03-1996
		CA 2060227	A1 01-08-1992
		DE 69208695	D1 11-04-1996
		DE 69208695	T2 25-07-1996
		DK 0498281	T3 01-04-1996
		EP 0498281	A1 12-08-1992
		ES 2084198	T3 01-05-1996
		GR 3020169	T3 30-09-1996
		JP 2793404	B2 03-09-1998
		JP H0542111	A 23-02-1993
		US 5293874	A 15-03-1994

US 2010026995	A1	04-02-2010	EP 2326240 A1 01-06-2011
		US 2010026995	A1 04-02-2010
		US 2010030039	A1 04-02-2010
		US 2010030040	A1 04-02-2010
		US 2010030041	A1 04-02-2010
		US 2011004082	A1 06-01-2011
		US 2012253150	A1 04-10-2012
		US 2014121482	A1 01-05-2014
		US 2014155712	A1 05-06-2014
		WO 2010017238	A1 11-02-2010

专利名称(译)	用于确定重要参数的系统		
公开(公告)号	EP3116381A1	公开(公告)日	2017-01-18
申请号	EP2015713139	申请日	2015-03-09
[标]申请(专利权)人(译)	KENKOU		
申请(专利权)人(译)	KENKOU GMBH		
当前申请(专利权)人(译)	KENKOU GMBH		
[标]发明人	REDTEL HOLGER		
发明人	REDTEL, HOLGER		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/1455 A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/117 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/02125 A61B5/0022 A61B5/02055 A61B5/02405 A61B5/02438 A61B5/1118 A61B5/14551 A61B5/6831 A61B5/6833 A61B5/7225 A61B5/7246 A61B5/7289 A61B2503/10 A61B2560/0252 A61B2562/164 A61B2562/225		
代理机构(译)	SCHNEIDERS , JOSEF		
优先权	102014007769 2014-05-31 DE 102014010944 2014-07-28 DE 102014003045 2014-03-09 DE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明解决了提供一种系统的问题，该系统能够实现医学上可靠和健全，但同时简单且成本有效地确定重要参数。为了这个目的，本发明提出了一种包括至少一个系统： - 一个具有光量测定部（100），至少一个光源（102），其照射所述对象的组织区域，所述至少一个光传感器（103），其检测在组织处散射和/或从组织反射的光，模拟/数字转换器（108），其将光传感器（103）的模拟信号转换为数字信号，其中模拟/数字转换器（108）对样本进行采样。采样率至少为1000Hz，优选至少为5000Hz，特别优选至少为20000Hz的模拟信号，以及提供光源（102），光传感器（103）和能量供应单元（110）的能量供应单元（110）。具有能量的模拟/数字转换器（108），以及 - 用于处理和/或评估数字信号的计算单元（116）。此外，本发明涉及用于这种系统的光测量单元。