



(10) **DE 10 2015 120 044 A1** 2016.05.19

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2015 120 044.9**

(22) Anmeldetag: **19.11.2015**

(43) Offenlegungstag: **19.05.2016**

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

**A61B 5/11 (2006.01)**

**A61B 5/0205 (2006.01)**

(30) Unionspriorität:

**20146009**                      **19.11.2014**    **FI**  
**1420550.4**                    **19.11.2014**    **GB**

(74) Vertreter:

**KSNH Patentanwälte Klunker/Schmitt-Nilson/  
Hirsch, 80796 München, DE**

(71) Anmelder:

**Suunto Oy, Vantaa, FI**

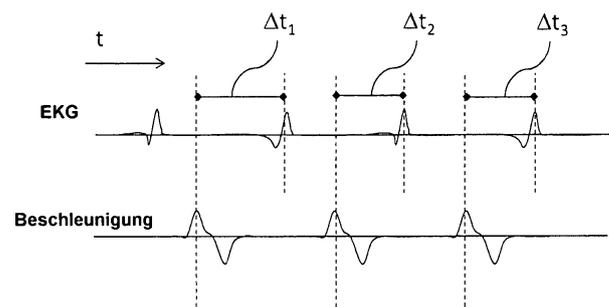
(72) Erfinder:

**Martikka, Mikko, Vantaa, FI; Nieminen, Heikki,  
Vantaa, FI; Pernu, Kimmo, Vantaa, FI; Ojanen, Olli-  
Pekka, Vantaa, FI; Lindmann, Erik, Vantaa, FI**

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

(54) Bezeichnung: **Tragbare Sportüberwachungsausrüstung und Verfahren zum Charakterisieren von Sport-  
Verrichtungen oder Sport-Personen**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft tragbare elektronische Geräte, Systeme und Verfahren zur Überwachung der Sportverrichtung. In einer Ausführungsform schafft die Erfindung ein Gerät mit einem Herzschlagsensor zum Liefern eines Herzschlagsignals, einem Bewegungssensor zum Liefern eines Bewegungssignals, und einer Verarbeitungseinrichtung, die ausgebildet ist zum Berechnen mindestens eines Verrichtungsparameters, der die Sportverrichtung und/oder die Person anhand zeitlicher Charakteristika periodischer Merkmale des Herzschlagsignals im Vergleich zu zeitlichen Charakteristika periodischer Merkmale des Bewegungssignals darstellt. Die Erfindung ermöglicht die Verwendung einer existierender Relation zwischen Kadenz und Herzfrequenz zum Charakterisieren der Verrichtung oder der Person auf neuartigem Wege.



## Beschreibung

### Gebiet der Erfindung

**[0001]** Die Erfindung betrifft tragbare elektronische Geräte und Systeme zum Überwachen von Sportverrichtungen. Insbesondere betrifft die Erfindung eine Lösung zum Charakterisieren einer Sportverrichtung anhand von Herzschlag- und Bewegungsdaten, die während einer Verrichtung gesammelt werden. Insbesondere schafft die Erfindung ein Gerät oder ein Mehrgerätesystem mit einem Herzschlagsensor, einem Bewegungssensor und einer Verarbeitungseinheit zum Verarbeiten von Daten, die von den Sensoren geliefert werden. Die Erfindung schafft außerdem ein entsprechendes Verfahren.

### Hintergrund der Erfindung

**[0002]** Herzschlagsensoren werden üblicherweise zum Überwachen und Charakterisieren sportlicher Verrichtungen eingesetzt. Am häufigsten basieren sie auf elektrischer Messung der Herzaktivität unter Einsatz von auf der Haut einer Person platzierten Elektroden, d. h. unter Verwendung einer elektrokardiographischen (EKG) Messung. Die Herzfrequenz lässt sich bestimmen durch Nachweisen individueller Herzschläge aus dem EKG-Signal und Zählen ihrer Häufigkeit. Die Pulsfrequenz ist mithin ein wichtiger charakteristischer Parameter der Verrichtung, er kann allerdings auch dazu verwendet werden, beispielsweise den Energieverbrauch der Person abzuschätzen. Dies ist bei existierenden Sportüberwachungs-ausrüstungen weit verbreitet.

**[0003]** Die Herzfrequenz als solche, d. h. ohne weitere Information, gibt nahezu keine Anzeige über den Fitnessstand der Person oder einen Belastungswert (Leistung) der laufenden Verrichtung, so z. B. Energieverbrauch oder Trainingseffekt, um nur einige typische Verrichtungsparameter von Interesse zu erwähnen. Ein professioneller Athlet beispielsweise nutzt Energie wirksamer als jemand, der unregelmäßig trainiert. Wenn andererseits der Fitness- oder Belastungspegel bekannt ist, so lässt sich der andere Wert basierend auf der Herzfrequenz abschätzen. Allerdings gibt es das Problem, dass in zahlreichen Fällen keine der Größen zuverlässig bekannt ist. Natürlich kann sich als Eingangsgröße eine subjektive Abschätzung des Benutzers anbieten, diese ist jedoch anfällig für starke Fehler und/oder benötigt eine kontinuierliche Aktualisierung beim laufenden Training.

**[0004]** Üblicherweise dienen Beschleunigungssensoren zum Zählen von beispielsweise Schritten beim Laufen, Umdrehungen beim Fahrradfahren oder deren Frequenzen (Kadenz), allerdings liefern sie keine direkten Informationen über die Intensität der Verrichtung oder über die Fitness der Person. Andererseits erfordern direkte Leistungsmessungen eine spezielle

Instrumentierung und sind nur bei einigen typischen Indoor-Übungen und -geräten anwendbar, so z. B. bei Rudermaschinen oder Fitness-Rädern. Abgesehen davon können sie direkt nur einen Teil der verbrauchten Energie messen, der in mechanische Energie umgewandelt wurde, so dass das Problem der „physiologischen Ökonomie“ verbleibt.

**[0005]** Eine weitere Herausforderung besteht darin, dass der Herzschlag den Intensitätsänderungen mit Verzögerung folgt. Daher ist die In-Beziehung-Setzung von auf Herzschlag basierender Information zu beispielsweise Information aus einem Beschleunigungssensor schwierig. Derzeitige Algorithmen lösen dies durch Aufsuchen von Situationen, in denen der Herzschlag stabilisiert ist. Bei sportlichen Aktivitäten, bei denen sich die Intensität stark ändert, so z. B. Tennis, Fußball oder Floorball, müssen diese Berechnungen üblicherweise versagen.

**[0006]** Es besteht folglich Bedarf an verbesserten Verfahren zum Bestimmen von Verrichtungsparametern, insbesondere in Verbindung mit der Trainingsintensität und dem Belastungs- und Fitnessniveau.

### Offenbarung der Erfindung

**[0007]** Ziel der Erfindung ist es, eine neue Lösung zum Charakterisieren von Sportverrichtungen zu schaffen. Ein spezielles Ziel ist die Schaffung einer neuen Ausrüstung, die in der Lage ist, einen Verrichtungsparameter zu bestimmen, der beispielsweise die Intensität der sportlichen Verrichtung, der Verrichtungsbelastung auf die Person und/oder das Fitnessniveau der Person in einer Weise darstellt, welche Herzschlagdaten und Bewegungsdaten nutzt, die während der Verrichtung gemessen werden, und zwar in einer neuen Weise, die mehr Information für die benutzende Person bezüglich ihrer Trainingseinheit und/oder ihrer körperlichen Verfassung liefert als früher verfügbare Geräte oder Systeme.

**[0008]** Ein weiteres Ziel ist die Schaffung eines entsprechenden Verfahrens zum Charakterisieren einer Sport-Verrichtung.

**[0009]** Ein spezielles Ziel ist die Schaffung einer Ausrüstung und eines speziellen Verfahrens, die in der Lage sind, zumindest einen Teil der oben angegebenen Zielsetzungen zu erreichen, wenn sich das Intensitätsniveau der Verrichtung deutlich ändert.

**[0010]** Gemäß einem Aspekt basiert die Erfindung auf der Abschätzung des anaeroben Schwellenwerts der Person, basierend auf der Abweichung in den Frequenzen der rhythmischen Bewegungen der Person (d. h. der Kadenz) und des Herzschlags (d. h. der Herzfrequenz). Das heißt: Die zeitliche Korrelation zwischen periodischen Merkmalen des Herzschlagsignals und beispielsweise eines Beschleuni-

gungssignals, die von der Person gemessen werden, dient zum Bestimmen eines Verrichtungsparameters, der beschreibend ist für die spezielle Person, die ausgeführte Verrichtung oder beides. Die Ausgangsgröße lässt sich auswählen aus einer Vielfalt von Verrichtungsparametern, die bei Anwendungen von Sportüberwachungen per se bekannt sind, oder vollständig neu sind. Beispiele enthalten das Fitnessniveau der Person und/oder die Intensität der Verrichtung oder die durch die Verrichtung hervorgerufene Belastung. Das Fitnessniveau kann angegeben werden als anaerober Herzfrequenz-Schwellenwert oder als Fitnessindex-Intensität, als Energieverbrauch, Leistung oder Geschwindigkeit und Belastungsniveau als Müdigkeitsindex, so z. B. EPOC (Excess Post-exercise Oxygen Consumption; Sauerstoffmehraufnahme nach Arbeitsende, oder Nachbrennwert) oder Energieverbrauch. Alternative mögliche Verrichtungsparameter beinhalten maximale vorgeschlagene Schrittlänge oder vorgeschlagene maximale Laufgeschwindigkeit im aeroben Bereich. Die Bestimmung verschiedener spezifischer Verrichtungsparameter wird weiter unten in größerer Einzelheit erläutert.

**[0011]** In größerer Einzelheit liefert die Erfindung eine Sportüberwachungs-ausrüstung mit einem Herzschlagsensor zum Liefern eines Herzschlagsignals und einem Bewegungssensor zum Liefern eines Bewegungssignals. Außerdem ist eine Verarbeitungseinrichtung vorgesehen, ausgebildet zum Vergleichen der zeitlichen Charakteristika der Signale und zum Berechnen mindestens eines Verrichtungsparameters basierend auf diesem Vergleich. Insbesondere ist die Verarbeitungseinrichtung dazu ausgebildet, mindestens einen Korrelationsfaktor zu berechnen, der von zeitlichen Charakteristika periodischer Merkmale des Herzschlagsignals im Vergleich zu zeitlichen Charakteristika periodischer Merkmale im Bewegungssignal abhängt, und um mindestens einen Verrichtungsparameter zu berechnen, der die Sport-Verrichtung oder -Person anhand des Korrelationsfaktors beschreibt. In einer bevorzugten Ausführungsform ist die Verarbeitungsvorrichtung konfiguriert zum Implementieren einer mathematischen Relation zwischen den Frequenzen des Herzschlags und der Kadenz, weiterhin zur Verwendung dieser Relation für die Charakterisierung der Verrichtung oder der Person, in höchst vorteilhafter Weise der Intensität oder der Belastung der Verrichtung, der Müdigkeit der Person und/oder des Fitnessniveaus der Person.

**[0012]** Das erfindungsgemäße Verfahren umfasst das Messen des Herzschlags der Person mit Hilfe eines tragbaren Herzschlagsensors zum Bereitstellen eines Herzschlagsignals, das Messen der Bewegung der Person mit Hilfe eines tragbaren Bewegungssensors zum Bereitstellen eines Bewegungssignals. Das Verfahren umfasst weiterhin das Analy-

sieren des Herzschlagsignals zum Nachweisen periodischer Merkmale in dem Herzschlagsignal und in dem Bewegungssignal, das Bestimmen einer zeitlicher Korrelation der periodischen Merkmale des Herzschlagsignals und des Bewegungssignals, und das Berechnen zumindest eines Verrichtungsparameters, basierend auf der zeitlichen Korrelationsbestimmung. Die Analyse und Berechnungen werden in einer oder in mehreren Berechnungseinheiten ausgeführt, die funktionell mit dem tragbaren Herzschlagsensor und dem tragbaren Bewegungssensor verbunden sind. Nach einer bevorzugten Ausführungsform beschreibt der Verrichtungsparameter die Intensität der sportlichen Verrichtung, die Belastung durch die Verrichtung, die Müdigkeit der Person und/oder das Fitnessniveau der Person.

**[0013]** Insbesondere ist die Erfindung durch die unabhängigen Ansprüche gekennzeichnet.

**[0014]** Die Erfindung bietet beträchtliche Vorteile. Es wurde gefunden, dass Bewegungscharakteristika in Relation zu Herzschlag-Charakteristika Information über die Verrichtung liefern, die bislang nicht verwendet wurde. Da insbesondere der Vergleich von Herzfrequenz und Kadenz bei rhythmischen Verrichtungen wie z. B. Laufen Information über den Metabolismus der Person während der Verrichtung liefert, kann dies zum Charakterisieren ihres/seines Fitnessniveaus oder der Verrichtung selbst genutzt werden. Ein typisches Beispiel für die Charakterisierung ist das akkurate Bestimmen des Fitnessniveaus der Person. Mit Hilfe der Erfindung kann dies in robuster Weise geschehen ohne komplexe Messungen, so z. B. Atmungsmessungen. Ein weiterentwickeltes Beispiel der Charakterisierung ist die Optimierung der Intensität bei einer sporttreibenden Person, so dass sie in der Lage ist, eine geplante Übung mit maximalem Tempo durchzuführen. In anderen Worten: Die Erfindung eignet sich zur Optimierung der Verrichtungseffizienz. Weiterentwickelte Ausführungsformen der Erfindung machen Gebrauch von kombinierter Geschwindigkeits- und/oder Schrittweitenbestimmung, was weitere Daten liefert, die bei der Charakterisierung der Person oder der Verrichtung von Nutzen sind. Ein Beispiel ist die Überwachung des Fitnesslevels der Person unter Verwendung der Information, dass bei dem anaeroben Schwellenwert die Geschwindigkeit hauptsächlich von der Schrittlänge abhängt. Das heißt: Wenn die Person in der Lage ist, für längere Zeit bei dem oder in der Nähe des anaeroben Schwellenwerts durchzuhalten, oder in der Lage ist, über eine größere Distanz in einer gegebenen Zeit bei oder nahe dem Schwellenwert zu laufen, so ist die Person wahrscheinlich in besserer Verfassung als zuvor.

**[0015]** Die oben beschriebene Erfindung kann dazu dienen, das Fitnessniveau der Person exakt zu bestimmen. Ist das Fitnessniveau bekannt, so lässt sich

der Herzschlagwert umwandeln in eine genaue Energieverbrauchabschätzung. Andererseits lässt sich eine Energieverbrauchabschätzung bei der Verrichtung auch anhand anderer Quellen erreichen, so z. B. anhand einer Geschwindigkeitsmessung mit Umwandlung oder in direkter Weise durch Leistungssensoren, beispielsweise einem Fahrrad-Leistungssensor. Wenn diese Energieverbrauchsabschätzungen von mehreren Quellen aufgenommen werden, lässt sich mehr Information über den Stoffwechsel und das Fitnessniveau der Person erlangen.

**[0016]** Die Erfindung eignet sich besonders gut zum Charakterisieren von Laufvorgängen, daneben lässt sie sich aber auch direkt zum Charakterisieren anderer rhythmischer Sportaktivitäten einsetzen, so z. B. beim Gehen oder Radfahren, bei dem es eine Beziehung gibt zwischen Kadenz und Herzfrequenz (oder, um allgemeiner zu sprechen, zwischen zeitlichen Charakteristika von Bewegung und Herzschlag), die sich in passender Weise als eine mathematische Funktion ausdrücken lässt. Nachdem erst einmal das Fitnessniveau der Person bekannt ist, können außerdem die mit Hilfe der Erfindung erlangten Resultate dazu verwendet werden, praktisch sämtliche sportlichen Aktivitäten zu charakterisieren. Beispielsweise kann der mit Hilfe der Erfindung während eines Laufs erhaltene Fitnesswert der Person als Eingangsparameter eines Energieverbrauch-Berechnungsalgorithmus dienen, der für sämtliche Sportarten verwendbar ist.

**[0017]** Durch die Erfindung benötigte Rechenoperationen sind relativ einfach zu implementieren mit Hilfe moderner Mikrocontroller oder -prozessoren, und sie verbrauchen nur eine minimale Energiemenge. Damit lässt sich die Erfindung gut durch tragbare batteriebetriebene Geräte implementieren.

**[0018]** Die abhängigen Ansprüche beziehen sich auf ausgewählte Ausführungsformen der Erfindung.

**[0019]** Bei einer Ausführungsform ist die Verarbeitungseinrichtung dazu ausgebildet, die Herzfrequenz anhand des Herzschlagsignals und der Frequenz periodischer Merkmale des Bewegungssignals zu bestimmen, insbesondere eines Beschleunigungssignals. Der Korrelationsfaktor ist so ausgestaltet, dass er empfindlich ist für, d. h. abhängig ist von der Differenz zwischen der Herzfrequenz und der Frequenz der periodischen Merkmale des Beschleunigungssignals. Diese Differenz, einschließlich ihres Vorzeichens, spiegelt den laufenden Stoffwechselzustand der Person und die Intensität der Person wider. Herzschlag- und Bewegungsfrequenzen lassen im Frequenzbereich bestimmen durch Berechnen einer Fourier-Transformation der Herzschlag- und Beschleunigungssignale und durch Vergleichen der Frequenzgänge der Signale im Frequenzbereich. Die Frequenzgänge umfassen insbesondere die Herzfre-

quenz und die am meisten dominante Frequenzkomponente des Bewegungssignals, typischerweise der Kadenz entsprechend. Alternativ lassen sich die notwendigen Operationen im Zeitbereich ausführen.

**[0020]** Entsprechend einer Ausführungsform ist die Verarbeitungseinrichtung dazu ausgebildet, individuelle Herzschläge aus dem Herzschlagsignal nachzuweisen und den individuellen Herzschlägen erste Zeitstempel zuzuordnen, um periodische Bewegungen der Person in Bezug auf die Sport-Verrichtung aus dem Beschleunigungssignal nachzuweisen, und den periodischen Bewegungen zweite Zeitstempel zuzuordnen. Die ersten und zweiten Zeitstempel werden dann dazu verwendet, den Korrelationsfaktor zu berechnen. Dieses Verfahren ist vom Rechenaufwand her von geringem Gewicht, und es ist effizient zu implementieren, insbesondere in tragbaren Mikrocontroller-betätigten Geräten. In einer weiteren Ausführungsform ist der Mikrocontroller oder eine andere Verarbeitungseinrichtung dazu ausgebildet, anhand der ersten und der zweiten Zeitstempel die Frequenz der Herzschläge nachzuweisen und/oder abzuschätzen, bei denen die zeitliche Differenz zwischen den individuellen Herzschlägen und den zeitlich in Beziehung stehenden individuellen Bewegungen über mehrere Signalperioden im Wesentlichen konstant bleibt. Diese Frequenz entspricht grob der anaeroben Schwellenwert-Herzfrequenz der Person und kann als solche als Verrichtungsparameter gemäß der Erfindung verwendet werden. Alternativ oder zusätzlich dazu kann der Verrichtungsparameter die laufende Abweichung von dem anaeroben Herzfrequenz-Schwellenwert umfassen, den laufenden Leistungspegel bei der Verrichtung, die Energieaufnahme oder den Trainingseffekt.

**[0021]** Bei einer Ausführungsform ist der Korrelationsfaktor proportional zum Verhältnis der Herzfrequenz und der Kadenz, die basierend auf den Messsignalen bestimmt werden. In diesem Fall kann der Verrichtungsparameter das Verhältnis selbst sein, oder ein das Verhältnis beschreibender Indexwert.

**[0022]** Ein Beispiel für die Anwendungsgebiete der Erfindung besteht darin, Änderungen im Stoffwechsel der Person aufgrund einer zunehmenden Belastung bei der Verrichtung zu folgen. Wenn die Intensität der Verrichtung sich ändert, folgen der Herzschlag und auf den Herzschlag bezogene Parameter dieser Intensitätsänderung mit Verzögerung. Wenn die Belastung zunimmt, nehmen die Herzfrequenz und die auf eine Intensitätsänderung folgende Ansprechzeit von auf die Herzfrequenz bezogenen Parameter zu. Dies bedeutet, dass Änderungen in der zeitlichen Verzögerung relativ zum Ruhezustand mit der Echtzeit-EPOC korrelieren und somit den Müdigkeitswert der Person beschreiben.

**[0023]** Bei einer Ausführungsform ist die Verarbeitungseinrichtung dazu ausgebildet, basierend auf dem Herzschlagsignal und dem Bewegungssignal einen Zeitverzögerungsparameter zu berechnen, welcher eine Verzögerung zwischen dem Ansprechen des Herzschlagsignals auf Intensitätsänderungen bei der Verrichtung und ein Ansprechen des Bewegungssignals auf Intensitätsänderungen bei der Verrichtung widerspiegelt. Damit ist sie auch in der Lage, den Verrichtungsparameter zu berechnen, in diesem Fall am vorteilhaftesten den Ermüdungsindex, wie z. B. die EPOC, in dem Änderungen des Zeitverzögerungsparameters während der Verrichtung beobachtet werden. Der Grund dafür liegt darin, dass Änderungen des Zeitverzögerungsparameters, der auf diese Weise definiert ist, den individuell wahrgenommenen Müdigkeitswert der Verrichtung während der Verrichtung etwa in Echtzeit widerspiegelt.

**[0024]** Bei einer Ausführungsform ist die Verarbeitungseinrichtung dazu ausgebildet, einen ersten Wert des oben erwähnten Zeitverzögerungsparameters zu bestimmen, wenn sich die Person im Ruhezustand befindet (mit Ruhepuls, beispielsweise vor der eigentlichen Verrichtung), und einen zweiten Wert des Zeitverzögerungsparameters während der Verrichtung zu bestimmen (bei erhöhter Herzfrequenz), und um den Ermüdungsindex mit Hilfe einer mathematischen Funktion zu berechnen, so z. B. einer linearen oder teilweise linearen Funktion, die von dem ersten Wert und dem zweiten Wert abhängt.

**[0025]** Allgemein gesprochen, lässt sich der Zeitverzögerungsparameter exakt zu jeder Zeit quantifizieren, wenn nur die Korrelation zwischen den auf der Herzfrequenz basierenden Parametern und den physikalischen Intensitäts-Parametern mathematisch formulierbar ist. Bei diesem Auffinden einer mathematischen Formulierung sind der Fitnessindex und die mathematische Formulierung für die Zeitverzögerung von besonderer Bedeutung. In dieser Beschreibung wird ein detailliertes Rechenbeispiel vorgestellt.

**[0026]** Bei einer Ausführungsform, die zu der oben beschriebenen etwas entgegengesetzt ist, ist die Verarbeitungseinrichtung dazu ausgebildet, einen vorbestimmten Zeitverzögerungsparameter, der die Verzögerung zwischen dem Ansprechen des Herzschlagsignals auf Intensitätsänderungen bei der Verrichtung im Vergleich zum Ansprechen des Bewegungssignals auf Intensitätsänderungen bei der Verrichtung widerspiegelt, zu lesen und den Verrichtungsparameter unter Verwendung des Herzschlagsignals, des Bewegungssignals und des Zeitverzögerungsparameters zu berechnen. Anstatt oder zusätzlich zu einem einzelnen Wert des Zeitverzögerungsparameters kann von einem vorab definierten Verhaltensmodell des Parameters bezüglich der Intensitätsänderungen Gebrauch gemacht werden. In diesem Fall

handelt es sich bei dem Verrichtungsparameter insbesondere um den speziellen Fitnessindex, der sich auf diese Weise auch dann berechnen lässt, wenn die Verrichtung eine Menge von Intensitätsänderungen beinhaltet. Diese Ausführungsform ist besonders vorteilhaft dann, wenn der Benutzer die Übung beginnt, während er vollständig ausgeruht ist (erholt von früheren Übungen). Die Kenntnis des Zeitverzögerungsparameters und/oder dessen Verhalten reicht aus zum Bestimmen des Fitnessindex' während der Verrichtung und lässt sich gewinnen aus einem orthostatischen Herzfrequenztest, der von der Person vor der Übungsausführung durchgeführt wird.

**[0027]** Nach einer Ausführungsform umfasst die Ausrüstung eine Einrichtung zum Bestimmen der Geschwindigkeit der Person. Diese Einrichtung kann beispielsweise ein Positionsmessgerät enthalten, beispielsweise einen Satellitenortungssensor, oder der Beschleunigungsmesser des Geräts kann zur Geschwindigkeitsbestimmung herangezogen werden, insbesondere bei bekannter Schritt- oder Umdrehungslänge. Darüber hinaus kann ein Magnetometer oder ein Gyroskop allein oder in Kombination mit einem Beschleunigungsmesser zum Bestimmen der Geschwindigkeit verwendet werden. Die Verarbeitungseinrichtung ist dazu ausgebildet, die Geschwindigkeit aus Sensoreingangsdaten zu berechnen und die Geschwindigkeit zusammen mit der Korrelationsanalyse zum Berechnen des Verrichtungsparameters zu verwenden.

**[0028]** Nach einer Ausführungsform, die sich zum Überwachen von Laufvorgängen eignet, gibt es eine Einrichtung zum Bestimmen einer durchschnittlichen Schrittlänge der Person, wobei die Verarbeitungseinrichtung weiterhin dazu ausgebildet ist, diese durchschnittliche Schrittlänge zum Berechnen des Verrichtungsparameters zu verwenden. Es gibt verschiedene Optionen zum Bestimmen der durchschnittlichen Schrittlänge. Beispielsweise kann die Ausrüstung konfiguriert sein zum Lesen der Schrittlänge als vom Benutzer eingegebener Parameter aus einem Speicher der Ausrüstung und/oder die Schrittlänge lässt sich bestimmen anhand lediglich des Beschleunigungssignals und/oder man kann die Schrittlänge basierend auf der Kombination der Periodizität des Beschleunigungssignals und der mit Hilfe eines Ortsensors gewonnenen Geschwindigkeitsdaten ermitteln.

**[0029]** Die Teile und Funktionalitäten gemäß der Erfindung können in einem Herzfrequenz-Messmodul, einem Wristop-Computer, einem Mobiltelefon oder einem mobilen System ausgebildet sein, welches zwei oder mehr dieser separaten Geräte mit einer dazwischen befindlichen Kommunikationsverbindung aufweist. Bei einer Ausführungsform ist mindestens ein elektrisches Herzfrequenzmodul vorgesehen, integral mit einem oder funktionell anschließ-

bar an einen Herzfrequenzgürtel oder ein Smart-Bekleidungsstück mit integrierten Herzfrequenz-Messelektroden, um den Herzschlagsensor zu bilden. Das Modul kann optional auch den Beschleunigungssensor enthalten und kann weiterhin optional mindestens einen Teil der Verarbeitungseinrichtung enthalten. Damit lassen sich die wesentlichen Messungen teilweise oder insgesamt in einem einzigen Modul durchführen, auch ist dies für einen Teil oder sämtliche Berechnungsoperationen möglich.

**[0030]** Nach einer Ausführungsform wird ein Wristop-Computer oder ein Mobiltelefon geschaffen, der/das in der Lage ist, mit einem elektrischen Herzfrequenzmodul drahtlos zu kommunizieren, um das Herzschlagsignal und/oder Beschleunigungssignal und/oder Daten aufzunehmen, die in dem Modul unter Verwendung solcher Signale verarbeitet werden, wobei er/es mindestens einen Teil der Verarbeitungseinrichtung umfasst. Bei dieser Ausführungsform gibt es vorzugsweise eine Drahtlos-Datenverbindung von dem Herzfrequenzmodul zu dem Wristop-Computer, um die gewünschten Daten bereitzustellen, die in Echtzeit wesentlich für eine weitere Verarbeitung sind.

**[0031]** In einer speziellen Ausführungsform wird mindestens ein anzeigeloses elektrisches Herzfrequenzmodul geschaffen, welches integriert ist oder funktionell verbindbar ist mit einem Herzfrequenzgürtel oder Smart-Bekleidungsstück mit integrierten Herz-Messelektroden, um den Herzschlagsensor zu bilden, wobei das Modul den Beschleunigungssensor und mindestens einen Teil der Verarbeitungseinrichtung enthält. Darüber hinaus wird ein Wristop-Computer oder ein Mobiltelefon geschaffen, der/das in der Lage ist, drahtlos mit dem anzeigelosen elektrischen Herzfrequenzmodul zu kommunizieren, wobei er/es mit einer Anzeige zur Visualisierung des Vertriebsparameters ausgestattet ist. Anstatt nur einen Teil der Verarbeitung in dem anzeigelosen Gerät auszuführen, kann dieses auch sämtliche Bearbeitungen ausführen und lediglich die Berechnungsergebnisse zu dem Wristop-Computer oder dem Mobiltelefon zwecks Speicherung und/oder Visualisierung übertragen.

**[0032]** Die Verarbeitungseinrichtung kann eine Verarbeitungseinheit enthalten, die sich in einer einzigen Geräteeinheit oder in ein oder zwei separaten Verarbeitungseinheiten unterschiedlicher Geräteeinheiten befindet, abhängig von der gesamten Ausrüstungsarchitektur. Beispiele der Architektur beinhalten eine einzige Geräteeinheit in Form eines Herzfrequenz-Messmoduls als Bestandteil eines Bekleidungsstücks oder daran anbringbar, oder in Form einer am Handgelenk getragenen Einheit mit integrierten Sensoren, ferner in Form eines verteilten Gerätemodells mit zwei oder mehr Geräteeinheiten,

die miteinander in drahtloser Kommunikationsverbindung stehen.

**[0033]** Die Verarbeitungseinheit(en), die hier angesprochen und in einer oder mehreren Geräteeinheiten enthalten sind, können einen Datenprozessor beliebiger Art aufweisen, insbesondere einen Mikrocontroller oder einen Mikroprozessor, gemeinsam mit möglicherweise erforderlichen Zusatzkomponenten, so z. B. Speicherkomponenten (z. B. RAM, ROM) sowie Eingabe/Ausgabeschaltungen, die funktionell damit verbunden sind. In dem verteilten Gerätemodell bilden zwei oder mehr Verarbeitungseinheiten in zwei oder mehr Geräteeinheiten, programmiert zum Ausführen unterschiedlicher Teile des vorliegenden Verfahrens, gemeinsam die Verarbeitungseinrichtung.

**[0034]** Bei einer Ausführungsform enthält der Herzschlagsensor ein Paar EKG-Elektroden, die an der Haut der Person anbringbar sind, um das EKG-Signal zu liefern. Bei alternativen Ausführungsformen enthält der Herzschlagsensor einen optischen Sensor, einen Drucksensor oder einen Beschleunigungssensor. Anstatt auf eine elektrische nachweisbare kardiographische Antwort anzusprechen, kann der Sensor beispielsweise empfindlich sein für optisch nachweisbare Kardiovaskularänderungen aufgrund von Herzschlägen, kardiovaskuläre Druckänderungen aufgrund von Herzschlägen oder kardiovaskular induzierte Bewegung, die auf der Hautoberfläche nachweisbar ist.

**[0035]** Die Anbringstelle des Herzschlagsensors während der Verrichtung kann die Brust, die Taille, der Hals, das Handgelenk, der Oberarm oder die Ohrmuschel sein, um nur einige Beispiele zu nennen.

**[0036]** Einige weitere Ausführungsformen beziehen sich auf die Nutzung des Bewegungssignals zum Bestimmen der Sportart, insbesondere zum Ändern des veränderten Energieverbrauch-Algorithmus und zum Filtern von Bewegungs-induzierten Artefakten aus dem Herzschlagsignal. Diese Ausführungsformen werden im Folgenden detaillierter erläutert.

#### Definitionen

**[0037]** „Kadenz“ bedeutet die Frequenz wiederholter motorischer Bewegungen. Was das Laufen betrifft, so bedeutet der Begriff hier die Frequenz, mit der ein einzelner Fuß den Boden berührt. Falls mit Hilfe eines am Fuß oder am Arm befindlichen Beschleunigungssensor gemessen, liefert die Hauptfrequenz des Signals die Kadenz direkt. Falls mit Hilfe eines Sensors an der Brust gemessen, so wird hierdurch typischerweise das Zweifache der Kadenz erhalten (da der Torso bei jedem Schritt aufprallt). Beim Fahrradfahren bedeutet Kadenz die Fuß-Umdrehungsfrequenz usw. Typischerweise wird die Kadenz in Ein-

heiten von 1/min ausgedrückt (z. B. Schritte oder Umdrehungen pro Minute).

**[0038]** „Vergleichen“ zeitlicher Charakteristika der Herzschlag- und Bewegungssignale bedeutet das Bilden einer mathematischen Funktion in Abhängigkeit von zeitlichen Größen, so z. B. Frequenz, abgeleitet aus den beiden Signalen. Insbesondere kann die mathematische Funktion die Differenz oder das Verhältnis von Herzschlag und Kadenz enthalten. Die Funktion kann außerdem eine beliebige Funktion aufweisen, die beschreibend ist für die zeitliche Korrelation dieser oder anderer periodischer Funktionen, die in den Signalen aufgefunden werden.

**[0039]** Der Begriff „Verrichtungsparameter“ bedeutet hier jeden Wert, der charakteristisch ist für die überwachte Ausführung oder Verrichtung und/oder die die Verrichtung ausführende Person. Bei speziellen Ausführungsformen bezieht sich der Begriff auf die Intensität der sportlichen Verrichtung und/oder das Fitnessniveau der Person. „Intensität der Verrichtung“ bezieht sich auf jede Quantität, die mit der Stoffwechselenergie korreliert, welche aufzubringen ist, und/oder mit bei der Verrichtung erzeugter mechanischer Energie korreliert. „Fitnessniveau (oder Fitnesslevel) der Person“ bezieht sich auf jede Größe, die mit der körperlichen Verfassung einer Person korreliert und mit Hilfe von Messdaten bestimmbar ist. Es versteht sich, dass diese beiden Größen bestenfalls Abschätzungen sind.

**[0040]** Der Begriff „Typ der Sportverrichtung“ bezieht sich hauptsächlich auf unterschiedliche Sportarten, die ein unterschiedliches kinematisches (motorisches) Verhalten erfordern, so z. B. motorische Funktionen und/oder zeitliche Aktivität. In der einfachsten Form der Erfindung gibt es lediglich zwei voneinander zu unterscheidende Typen: rhythmische (oder zyklische) und nicht-rhythmische (unregelmäßige) Sportarten. Diese Unterscheidung lässt sich allerdings verfeinern. Damit kann man auch drei oder mehr Typen erhalten, beispielsweise Zwischen-Typen zwischen Haupttypen und/oder Untertypen innerhalb jedes Haupttyps. Der Schwellenwert oder die Schwellenwerte zwischen den Typen müssen so gewählt werden, dass sie der Vielfalt von Sportarten entsprechen, für die die zu verwendende Ausrüstung vorgesehen ist, wobei außerdem die Energieverbrauchsalgorithmen im Auge zu behalten sind, die für den Einsatz gewählt werden. Auf technischer Ebene wird der Typ der Sportverrichtung typischerweise repräsentiert durch eine geeignete computerlesbare Variable in einer Speichereinrichtung. Die Typen-Variable ist konfiguriert zum Herausgreifen eines Werts aus einer Mehrzahl von Werten, deren Anzahl von der Anzahl verfügbarer Typen abhängt.

**[0041]** Die Begriffe „rhythmisch“ und „Rhythmik“ beziehen sich auf Verhalten (von Verrichtung/Si-

gnal) mit relativ konstanter Frequenz (von aufeinanderfolgenden Bewegungen/charakteristischen Signalmerkmalen). In anderen Worten, bei einer „rhythmischen“ Sportverrichtung wiederholen sich ähnliche Körperbewegungen eine nach der anderen in konstanten Intervallen. Dies resultiert in einem bewegungsempfindlichen Signal mit nachweisbar ähnlichen Signalcharakteristika in konstanten Intervallen. Bei unregelmäßigen Verrichtungen sind entweder die Körperbewegungen oder ihre Wiederholungsintervalle, typischerweise beide, von der einen zur anderen Bewegung nicht ähnlich. Dies führt zu einem Bewegungssignal mit mehr Zufälligkeit. Rhythmik lässt sich zum Zweck einiger Ausführungsformen der Erfindung mit Hilfe der Korrelation oder Fourier-Analyse charakterisieren, um ein Beispiel zu nennen.

**[0042]** Der Begriff „tragbare Ausrüstung“ deckt sämtliche mobile Geräte und Mehrgerätesysteme ab, die ausgebildet sind oder anderweitig anbringbar sein an einem oder mehreren Körperteilen, entweder direkt oder über ein Stück Stoff, darunter verschiedene Arten von Hemden, Jacken, Hosen und Schuhen beispielsweise, oder tragbares Zubehör, so z. B. in Form eines tragbaren Mobiltelefon-Armhalters. Einzelne tragbare Geräte sind insbesondere Wristop-Computer, Mobiltelefon, Herzfrequenzgürtel, Smart-Bekleidungsstücke und Sensoreinheiten unterschiedlicher Arten, so z. B. EKG- und EMG-Messmodule, Satellitenortungseinheiten, Beschleunigungsmessseinheiten (Fuß- oder Arm-„Pods“), die einige oder sämtliche der hier beschriebenen Funktionalitäten liefern. In anderen Worten: Die Erfindung deckt individuelle eigenständige Einheiten ab, welche die notwendigen Funktionalitäten der Erfindung bereitstellen, darüber hinaus auch Systeme, die aus mehreren separaten Einheiten gebildet sind, die in der Lage sind, miteinander zu kommunizieren, um eine Betriebseinheit zu bilden, welche die genannten Funktionalitäten bereitstellt.

**[0043]** Wenn nicht anders erwähnt, enthalten Bezugnahmen auf einen „Herzfrequenzgürtel“ und ein „Smart-Bekleidungsstück“ die Option, dass der Gürtel oder das Kleidungsstück zusätzlich zu einem integrierten Herzschlagsensor eine integrierte Berechnungs- und Kommunikationseinheit (im Folgenden Verarbeitungseinheit) und die Option enthält, dass die Berechnungs- und Kommunikationseinheit an dem Gürtel oder dem Kleidungsstück in Form eines lösbaren Moduls in funktioneller Verbindung mit dem Herzschlagsensor ist. Anders herum: Der Begriff „Modul“ kann sich gleichermaßen auf ein integriertes Modul in einem Herzfrequenzgürtel oder Smart-Bekleidungsstück und auf ein abnehmbares Modul beziehen, welches funktionell mit einem Gürtel oder Bekleidungsstück verbindbar ist.

**[0044]** „Lesen“ eines (EKG- oder Bewegungs-)Signals deckt das direkte Messen des Signals in ei-

nem Gerät ab, darüber hinaus aber auch das Empfangen des Signals von einem anderen Gerät über beispielsweise eine drahtlose Verbindung. Wie oben diskutiert, kann die Erfindung in Form eines Systems gestaltet werden, welches ein oder mehrere tragbare Sensorgeräte und eine Hauptverarbeitungseinheit in einer verteilten Konfiguration umfasst.

**[0045]** Im Folgenden werden Ausführungsformen und Vorteile der Erfindung in größerer Einzelheit unter Bezugnahme auf die begleitenden Zeichnungen beschrieben.

#### Kurze Beschreibung der Zeichnungen

**[0046]** Fig. 1A veranschaulicht einen Läufer und dessen Kadenz.

**[0047]** Fig. 1B zeigt eine graphische Darstellung eines Läufer-Herzschlags und seiner Kadenz abhängig von der Zeit.

**[0048]** Fig. 2 zeigt parallel schematische Darstellungen von EKG- und Beschleunigungssignalen zum Veranschaulichen der Korrelation-basierten zeitlichen Analyse der Signale.

**[0049]** Fig. 3 zeigt eine schematische Ansicht eines Systems gemäß einer Ausführungsform der Erfindung mit einigen optionalen Komponenten und Abwandlungen.

**[0050]** Fig. 4A zeigt ein Blockdiagramm eines Herzfrequenzgürtels und eines Wristop-Geräts gemäß einer Ausführungsform der Erfindung.

**[0051]** Fig. 4B zeigt ein Blockdiagramm eines Herzfrequenzgürtels und eines Wristop-Geräts gemäß einer alternativen Ausführungsform der Erfindung.

**[0052]** Fig. 5 zeigt ein Flussdiagramm des Verfahrens gemäß einer Ausführungsform der Erfindung.

**[0053]** Fig. 6 zeigt ein Flussdiagramm des Verfahrens gemäß einer alternativen Ausführungsform der Erfindung, die zusätzlich eine Sporttyp-Bestimmungsphase umfasst.

**[0054]** Fig. 7 zeigt eine schematische graphische Darstellung eines gemessenen EKG-Signals aufgrund eines vom Herzschlag induzierten Signals und durch Kadenz-beeinflusstes Rauschen.

**[0055]** Fig. 8 zeigt ein Flussdiagramm des Filterns des Herzschlagsignals basierend auf einem Bewegungssignal gemäß einer Ausführungsform.

**[0056]** Fig. 9 veranschaulicht als Flussdiagramm, wie auf die Herzfrequenz von Personen bezogene Parameter mit körperlichen Bewegungsparametern

verknüpft werden können, indem ein Zeitverzögerungselement zwischen die zwei Domänen gemäß einer Ausführungsform eingefügt wird.

**[0057]** Fig. 10 veranschaulicht als Flussdiagramm, wie unterschiedliche Leistungsabschätzungen anhand von auf Intensität und Herzfrequenz basierenden Sensorquellen gemäß einer Ausführungsform miteinander verknüpft werden.

#### Detaillierte Beschreibung von Ausführungsformen

**[0058]** Fig. 1A zeigt einen Läufer **100A**, der rhythmische Schritte **110A** ausführt, d. h. sich mit einer relativ stabilen Kadenz nach vorne bewegt. Fig. 1B zeigt reale Herzfrequenzdaten **120** und Kadenzdaten **110**, die von einem Laufvorgang gemessen wurden (die mit Zwei multiplizierte Kadenz liefert die „beidfüßige Frequenz“). Man kann sehen, dass mit fortschreitender Verrichtung, und wenn die Kadenz ihren Maximumwert annimmt (etwa 180 1/min), sich die Herzfrequenz **120** der Kadenz **110** annähert, so dass beide Größen am Ende nahezu gleiche Werte haben. Es gibt folglich eine Relation zwischen Kadenz und Herzfrequenz.

**[0059]** Bei einer Ausführungsform nutzt die Erfindung diese Relation, indem sie mindestens einen Korrelationsfaktor in Abhängigkeit der zeitlichen Charakteristik periodischer Merkmale des Herzschlagsignals (Herzschläge) im Vergleich zur zeitlichen Charakteristik periodischer Merkmale in dem Beschleunigungssignal (z. B. Schritte, Umdrehungen) berechnet. Der gegenseitige zeitliche Vergleich der charakteristischen Merkmale auf diese Weise dient zum Berechnen mindestens eines Verrichtungsparameters, der die Intensität der Sportverrichtung und/oder das Fitnessniveau der Person widerspiegelt.

**[0060]** Fig. 2 veranschaulicht ein Verfahren zum Anstellen des gegenseitigen Vergleichs unter Verwendung eines artifiziellen EKG-Signals (oberes Signal) und Beschleunigungssignals (unteres Signal). Aus jedem Signal werden Spitzenwerte ermittelt, und deren Zeitpunkte werden aufgezeichnet, d. h., die Spitzen erhalten Zeitstempel. Dann wird die verstrichene Zeit  $\Delta t_1$ ,  $\Delta t_2$ ,  $\Delta t_3$  zwischen jeder Beschleunigungsspitze und der nächsten Herzschlagspitze basierend auf entsprechenden Zeitstempeln berechnet. Danach wird ermittelt, ob die Zeitdauern  $\Delta t_1$ ,  $\Delta t_2$  und  $\Delta t_3$  im wesentlichen gleich sind oder nicht oder möglicherweise einen systematischen Trend wiedergeben. Bei dem anaeroben Schwellenwert nähern sich die Zeitdifferenzen zwischen den mit Zeitstempel versehenen Spitzen, d. h.  $\Delta t_1$ ,  $\Delta t_2$  und  $\Delta t_3$ , einem konstanten Wert. Geeignete statische Verfahren und Darstellungen lassen sich zum Auswerten des Verhaltens der Zeitdifferenzen verwenden.

**[0061]** Anstatt auf Spitzen kann der Nachweis auf anderen charakteristischen Merkmalen der Signale basieren, abhängig von dem vorgesehenen Zweck. Insbesondere bei dem Beschleunigungssignal können unterschiedliche Nachweisalgorithmen notwendig sein für unterschiedliche Sportarten und/oder eine unterschiedliche Stelle des Beschleunigungssensors, um die Kadenz in zuverlässiger Weise zu ermitteln.

**[0062]** Wird die oben in Verbindung mit **Fig. 2** vorgenommene Ableitung noch weiter getrieben, so lässt sich, falls bekannt ist, dass das Beschleunigungssignal an einem Herzfrequenzgürtel gemessen wird (und daher bei jedem Schritt eine Spitze im Signal liefert) und die Zeitdauern  $\Delta t_1$ ,  $\Delta t_2$  und  $\Delta t_3$  statistisch gleich sind, schlussfolgern, dass der Schritt und die Herzfrequenz gleich sind, und dass die Person nahe bei ihrem anaeroben Schwellenwert arbeitet. Andererseits ändern sich die Zeitdauern systematisch in einer Richtung oder der anderen, und man kann abschätzen, wie weit unterhalb oder oberhalb des anaeroben Schwellenwerts sich die Person bei der Betätigung befindet. Die Kenntnis von der Abweichung von dem anaeroben Schwellenwert kann zusammen mit der Herzfrequenz und/oder Kadenz und/oder Geschwindigkeitsdaten bei weiteren Abschätzungen bezüglich der Intensität der Verrichtung oder dem Fitnessniveau der Person genutzt werden.

**[0063]** Der Verrichtungsparameter kann insbesondere den anaeroben Herzfrequenz-Schwellenwert der Person umfassen, ermittelt durch Nachweisen oder Abschätzen des Herzfrequenzpegels, bei dem die Herzfrequenz und die Schrittfrequenz gleich sind, oder die Herzfrequenz ein Vielfaches der Schrittfrequenz ist. Beim Laufen bedeutet dies, dass die Bedingung erfüllt ist, wonach die mit Zwei multiplizierte Kadenz der Herzfrequenz gleicht. Der Parameter kann außerdem eine Abweichung von den anaeroben Herzfrequenz-Schwellenwert aufweisen, der ermittelt wird durch Nachweisen oder Abschätzen des Herzfrequenzniveaus, bei welchem die Periodizitäten der Herzfrequenz und des Beschleunigungssignals gleich sind, und Ermitteln der Differenz zwischen dem derzeitigen Herzfrequenzwert und dem ermittelten anaeroben Herzfrequenz-Schwellenwert. Das Ergebnis kann auch eine Ableitung des Schwellenwerts oder eine Abweichung von diesem sein, d. h. eine andere Größe, die zumindest teilweise unter Verwendung des abgeschätzten Schwellenwerts oder der Abweichung berechnet wird.

**[0064]** Der Verrichtungsparameter kann auch eine maximale Schrittlänge oder eine maximale Geschwindigkeit im aeroben Bereich aufweisen. Bei dieser Ausführungsform wird die Schrittlänge der Person anhand geeigneter Mittel bestimmt (z. B. beschleunigungsbasierter Fuß-Pod-Messung, kombinierter Beschleunigungs- und GPS-Messung oder vom Benut-

zer vorgegebener Parameter). Dann gleicht die Maximalgeschwindigkeit  $v_{\text{anaer}}$ , die die Person im Stande ist, über eine längere Zeitspanne aufrechtzuerhalten, 2-Kadenz-Schrittlänge. Dies kann weiterhin dazu verwendet werden, auf die maximale Schrittlänge zurückzurechnen oder die maximale Sauerstoffaufnahme und einen weiteren Fitnesswert der Person abzuschätzen. Beispielsweise erhält man die maximale Sauerstoffaufnahme  $VO_{2,\text{max}}$  mit Hilfe der Formel  $A \cdot v_{\text{anaer}} + B$ , wobei A und B vorbestimmte Konstanten sind. Dann kann man unter Verwendung von  $VO_{2,\text{max}}$  und dem Alter und dem Geschlecht der Person in robuster Weise das Fitnessniveau der Person in einer Population mit per se bekannten Verfahren abschätzen.

**[0065]** Bei einer Ausführungsform werden die maximale Schrittlänge oder die maximale Geschwindigkeit im aeroben Bereich und/oder die anaerobe Schwellen-Herzfrequenz als Skalierungsfaktoren bei der Bestimmung des auf der Herzfrequenz basierenden Energieverbrauchs verwendet. Damit kann die Ausrüstung ihre Energieverbrauchsbestimmung basierend auf den Fitness-bezogenen Daten, die durch die Erfindung gewonnen werden, selbstständig kalibrieren. Diese Skalierungsfaktoren können nicht nur beim Charakterisieren des Laufens eingesetzt werden, sondern auch bei anderen Sportarten, nachdem sie auf der Grundlage einer Laufeinheit bestimmt wurden.

**[0066]** **Fig. 2** soll ein mögliches Verfahren in lediglich vereinfachter Weise anhand artifizierlicher Signalformen veranschaulichen. In der Praxis würde eine längere Prüfzeitspanne benötigt, um vernünftige Schlussfolgerungen bezüglich der Relation zwischen der Kadenz und der Herzfrequenz und der Abweichung von dem anaeroben Schwellenwert machen zu können. Man erkennt, dass die gleiche Information gewonnen werden kann durch andere Korrelationsbasierte Verfahren oder durch Frequenzanalyse.

**[0067]** Die Herzfrequenz einer Person folgt typischerweise Änderungen in der Intensität der körperlichen Leistungserbringung mit einer Verzögerung. Deshalb sind Verrichtungen, die eine Menge an körperlichen Intensitätsänderungen beinhalten, schwierig für Vergleiche von Herzfrequenz und Körper-Parameter. **Fig. 9** veranschaulicht, wie Herzfrequenz-bezogene Parameter **92** mit körperlichen Bewegungsparametern **94** unter Einbeziehung eines Zeitverzögerungselements  $\tau$  zwischen den Parameter verknüpft werden können. Dies gestattet eine Echtzeitberechnung der Verrichtungsparameter unter Verwendung entweder der Herzfrequenz oder der Bewegungssignale oder beider zu sämtlichen Zeiten. Das Zeitverzögerungselement  $\tau$  beschreibt die Differenz der Ansprechzeiten der körperlichen Messung und der Herzfrequenzmessung auf die Intensität der Verrichtung.

**[0068]** Als detaillierteres Beispiel veranschaulicht **Fig. 10**, wie Leistungsabschätzungen unter Verwendung der Herzfrequenz und Bewegungsdaten nach diesem Verfahren miteinander verknüpft werden. Mathematisch lässt sich diese Verknüpfung in Form einer Differentialgleichung formulieren:

$$\begin{bmatrix} \dot{P}_{\text{Movement}} \\ \dot{P}_{\text{hr}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 1/\tau_{\text{hr}} & -1/\tau_{\text{hr}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P_{\text{movement}} \\ P_{\text{hr}} \end{bmatrix}$$

wobei  $P_{\text{movement}}$  die Leistungsabschätzung basierend auf den körperlichen Bewegungsdaten ist,  $P_{\text{hr}}$  die Leistungsabschätzung basierend auf dem Herzfrequenzsignal ist und  $\tau_{\text{hr}}$  der Parameter ist, welcher die Zeitverzögerung zwischen der Herzfrequenzantwort und der auf körperlicher Bewegung basierenden Intensitätsänderung beschreibt. Änderungen von  $\tau_{\text{hr}}$  in Bezug auf den Ruhezustand  $\tau_{\text{hr-rest}}$ , korrelieren mit der Echtzeit-EPOC. Daher beschreibt  $\tau$  den Müdigkeitslevel der Person in Echtzeit, ohne dass Bedarf an Vorgeschichtsdaten früherer Übungen besteht. Die Funktion

$$\text{EPOC} = f(\tau_{\text{hr}}, \tau_{\text{hr-rest}}),$$

die für die EPOC-Berechnung herangezogen wird, kann beispielsweise ein augenblickliches teilweise lineares Modell sein, welches basierend auf Test-Datenbankdaten beruht. Damit ermöglicht der Prozess nach **Fig. 10** die Abschätzung des EPOC-Werts und der Müdigkeit der Person anhand von Intensitätsschwankungen, oder, im umgekehrten Fall, das Berechnen des Fitnessindex zu allen Zeiten auch während der Intensitätsänderungen.

**[0069]** Im Einzelnen: **Fig. 10** zeigt, wie man den Energieverbrauch **1024** und/oder das Stoffwechseläquivalent (MET; Metabolic Equivalent of Task) **1020** ausgehend von Daten bestimmen kann, die von einem Bewegungssensor **1002** und einem Herzfrequenzsensor **1034** sowie optional einem Leistungssensor **1014** geliefert werden. Bei dem Prozess werden die Bewegungssensordaten von unterschiedlichen Sensorquellen, beispielsweise die Geschwindigkeit vom Fuß-Pod, von einem Handgelenk-Beschleunigungsmesser, eine GPS-Geschwindigkeit, eine Fahrrad-Pod-Geschwindigkeit oder Leistungssensordaten von einem Fahrradsensor stets durch bei **1004** implementierte Funktionen in bewegungsbasierte Leistung **1012** transformiert. Da wir mehrere Bewegungsquellen haben, können diese dazu dienen, über die Funktion **1010** andere Sensoren zu kalibrieren.

**[0070]** Aus den Herzfrequenzdaten lässt sich auch die von der Person erzeugte Leistung berechnen. Da allerdings die Herzfrequenz sich mit Verzögerung an Änderungen der Intensitätsstärke einstellt, muss diese Verzögerung in dem System berücksichtigt wer-

den. Der Teil **1024** des Systems und insbesondere die Zeitkonstante  $\tau_{\text{hr}}$  in der Funktion **1028** präsentiert Modelle der Verzögerungseigenschaften des menschlichen Herzens in Bezug auf bewegungsbasierte Daten. Diese spezielle Implementierung des Systemmodells enthält zwei Variable, welche der Änderung folgen können, nämlich den Fitnessindex in der Funktion **1030** und die Zeitkonstante  $\tau_{\text{hr}}$  in der Funktion **1028**. Das Systemmodell kann diese Werte ändern, damit die Herzfrequenzleistung der Bewegungsleistung gleicht. Gibt es geringfügige Änderungen in der Bewegungsleistung, d. h. im Niveau der Sportintensität, so justiert das Systemmodell dann in stärkerem Maße den Fitnessindex, so dass die Herzfrequenz- und die bewegungsbasierte Leistung gleich werden. Damit bestimmt das System den Fitnessindex des Benutzers. Wenn andererseits eine Menge an Intensitätsänderungen gegeben ist, so ändert sich der Fitnessindex weniger, und das Systemmodell stellt eher die Zeitkonstante  $\tau_{\text{hr}}$  ein. Wie weiter oben beschrieben, liefern Änderungen der Zeitkonstanten  $\tau_{\text{hr}}$  während der Verrichtung den Müdigkeitspegel und damit den EPOC des Benutzers.

**[0071]** In einigen Fällen ist der Wert sowie das Verhalten der Zeitkonstanten  $\tau_{\text{hr}}$  bekannt, beispielsweise dann, wenn der Benutzer vor der Verrichtung vollständig ausgeruht ist und einen orthostatischen Herzfrequenztest absolviert hat. Anschließend lässt sich der Fitnessindex des Benutzers exakt und rasch auch bei Aktivitäten berechnen, bei denen die Intensitätsänderungen zahlreich sind, beispielsweise beim Hockey, Fußball, Badminton, Tennis, Uni-Hockey (Floor Ball) etc.

**[0072]** **Fig. 3** zeigt ein System mit einem Wristop-Computer **220** als Datenspeicher- und/oder Visualisierungsgerät und einen Herzfrequenzgürtel **210** als Datensammel- und -verarbeitungsgerät. Der Herzfrequenzgürtel enthält einen EKG-Sensor und ein Elektronikmodul, welches das von dem EKG-Sensor gelieferte Signal liest und verarbeitet. Ein Beschleunigungssensor befindet sich entweder in dem Herzfrequenzgürtel **210** oder dem Wristop-Computer **220** oder in beiden Teilen. Der Herzfrequenzgürtel **210** steht in Drahtlos-Verbindung mit dem Wristop-Computer.

**[0073]** Alternativ zu einem Herzfrequenzgürtel **210** kann ein Smart-Bekleidungsstück **230** verwendet werden, vorausgesetzt eine gleiche Funktionalität wie bei dem oben diskutierten Herzfrequenzgürtel **210**.

**[0074]** In einer weiteren Ausführungsform ist eine zusätzliche Einheit in dem System vorhanden, so z. B. eine an einem Schuh **240** des Sportlers befestigte Sensoreinheit. Die zusätzliche Sensoreinheit kann einen Beschleunigungssensor enthalten, der das Be-

schleunigungssignal liefert und in Drahtloskommunikation mit dem Herzfrequenzgürtel **210** oder dem Smart-Bekleidungsstück **230** und/oder dem Wristop-Computer **220** steht, um das Beschleunigungssignal oder davon abgeleitete Daten für weitere Verarbeitung oder Verwendung zu liefern.

**[0075]** Es sei angemerkt, dass sich der Wristop-Computer ersetzen lässt durch irgendein anderes tragbares Gerät, so z. B. eine weitere tragbare Sportverfolgungseinheit oder ein Mobiltelefon, das mit den anderen Komponenten des Systems kommunizieren kann.

**[0076]** Die Drahtloskommunikation von Daten zwischen separaten Geräten einer Mehrgeräte-Ausrüstung nutzt den Vorteil eines drahtlosen Funkfrequenz-Sendeempfängers oder eines Sendempfangerpaares. Das Drahtlos-Kommunikationsprotokoll kann ein Protokoll sein, wie es für die Kommunikation zwischen Computern verwendet wird und/oder zwischen beliebigen Fernsensoren, so z. B. Bluetooth LE oder das Proprietary ANT+ Protokoll. Diese nutzen das Direktsequenz-Spreizspektrum-(DSSS)-Modulationsverfahren sowie eine adaptive isochrone Netzwerkkonfiguration. Erläuternde Beschreibungen benötigter Hardware für unterschiedliche Implementierungen von Drahtlosverbindungen sind verfügbar von beispielsweise Texas Instruments® Handbuch „Wireless Connectivity“, welches IC-Schaltkreise und zugehörige Hardware-Konfigurationen für Protokolle enthält, die im Sub-1- und 2,4-GHz-Frequenzband arbeiten, so z. B. ANT™, Bluetooth®, Bluetooth® Low Energy, RFID/NFC, PurePath™, Wireless Audio, ZigBee®, IEEE 802.15.4, ZigBee RF4CE, 6LoWPAN, Wi-Fi®.

**[0077]** Fig. 4A zeigt eine bevorzugte Ausführungsform des Systems in größerer Einzelheit. Vorgesehen sind ein Herzfrequenzgürtel **510** und ein Paar EKG-Elektroden **513A**, **513B**, die an einen EKG-Signalprozessor **514** angeschlossen sind (der typischerweise mindestens einen A/D-Wandler enthält), welcher in einem integrierten oder abnehmbaren Elektronikmodul **512A** enthalten ist. Die von dem Vorprozessor enthaltenen EKG-Daten werden in einer Verarbeitungseinheit **516A** in digitaler Form umgesetzt, wobei die Verarbeitungseinheit einen Algorithmus ablaufen lässt zum Auffinden der individuellen Herzschläge und – optional – der Herzfrequenz. Die Verarbeitungseinheit **516A** kann auch Zeitstempel für die Herzschläge liefern. Die Herzschlagdaten, d. h. die Herzschläge entsprechend den Zeitstempeln und/oder der Herzfrequenz, werden drahtlos über eine Funksendeinheit **14** in dem Gürtel **510** und die Funkempfangseinheit **521** in dem Wristop-Computer an den Wristop-Computer **520** gesendet. Die Empfangereinheit **524** ist funktionell mit einer Verarbeitungseinheit **521A** verbunden. Außerdem gibt es einen Beschleunigungssensor **528** in dem Wristop-Computer,

der funktionell mit der Verarbeitungseinheit **522A** verbunden ist.

**[0078]** Die Verarbeitungseinheit **522A** ist konfiguriert zum Analysieren der Herzschlagdaten (Herzschlagpulse, Zeitstempel oder Herzfrequenz), die von dem Herzfrequenzgürtel **510** empfangen werden, und zum Analysieren von Beschleunigungsdaten aus dem Beschleunigungssensor **528**, um die zeitliche Korrelation der Daten aufzufinden, beispielsweise unter Verwendung eines der oben im Einzelnen beschriebenen Verfahren. Die Verarbeitungseinheit **522A** berechnet außerdem anhand der Korrelationsinformation den gewünschten Verrichtungsparameter.

**[0079]** Die Verarbeitungseinheit **522A** kann auch so konfiguriert sein, dass sie Software ausführt zum Bestimmen des Sporttyps, basierend auf dem Beschleunigungssignal, und zum Bestimmen des Energieverbrauchs unter Verwendung eines Algorithmus und der Quelle oder Quellen von Information (EKG und/oder Beschleunigung) abhängig von dem bestimmten Sporttyp. Alternativ oder zusätzlich zu der automatischen Sporttypbestimmung kann die Verarbeitungseinheit konfiguriert sein zum Lesen eines gespeicherten Sporttypparameters, typischerweise bereitgestellt von dem Benutzer oder vorab automatisch bestimmt, wobei das Lesen aus einem (nicht gezeigten) Speicher des Geräts erfolgt, um zum Auswählen eines geeigneten Algorithmus und einer oder mehrerer Informationsquellen zu dienen. Beispielhafte Verfahren für die automatische Sporttypbestimmung sind an anderer Stelle dieser Schrift beschrieben.

**[0080]** Fig. 4B zeigt eine Ausführungsform, die jener nach Fig. 4A stark ähnelt, allerdings einen Beschleunigungssensor **515** in dem Elektronikmodul **512B** des Herzfrequenzgürtels enthält. Die Verarbeitungseinheit **516B** ist konfiguriert zum Lesen des Beschleunigungssignals von dem Beschleunigungssensor **515**. Die Verarbeitungseinheit **516B** kann auch eine oder mehrere der Funktionen der Verarbeitungseinheit **516A** ausführen, die oben beschrieben wurden, und sie kann zusätzlich das Beschleunigungssignal in entsprechender Weise verarbeiten, um wiederholte Bewegungen oder Bewegungsfrequenz aufzufinden. Die Verarbeitungseinheit **516** kann außerdem den Sporttyp basierend auf dem Beschleunigungssignal ermitteln und den Typ zusammen mit den EKG- und/oder Beschleunigungsdaten zu dem Wristop-Computer übermitteln, der dann den Energieverbrauchsalgorithmus in seiner Verarbeitungseinheit **522B** abarbeitet. Bei einer zweiten Variante ist die Verarbeitungseinheit **516B** des Herzfrequenzgürtels **510** auch konfiguriert zum Analysieren der zeitlichen Korrelation der Herzschlag- und Beschleunigungssignale und zum optionalen Bestimmen des gewünschten Verrichtungsparameters. Gleicherma-

ßen kann sie auch den Energieverbrauchsalgorithmus entweder teilweise oder vollständig abarbeiten. Als ein Beispiel für die teilweise Berechnung kann der Energieverbrauch pro Masseinheit basierend auf den Herzschlagdaten oder Beschleunigungsdaten in dem Herzfrequenzgürtel bestimmt werden, welcher Wert dann mit der Masse des Benutzer in dem Wristop-Computer multipliziert wird, wobei Letzterer eine Schnittstelle zum Eingeben der Benutzer-Körpermasse besitzt. Bei einer Ausführungsform ermöglicht die Kommunikationsschnittstelle zwischen den Geräten ein Senden von Daten zu dem Herzfrequenzgürtel, wodurch auch die Massen-Information gesendet und in dem Herzfrequenzgürtel dazu benutzt werden kann, einen benutzerspezifischen Energieverbrauchswert zu ermitteln.

**[0081]** Fig. 5 zeigt ein Flussdiagramm des vorliegenden Verfahrens gemäß einer Ausführungsform. Das Bewegungssignal wird mit Hilfe eines Beschleunigungsmessers, eines Magnetometers und/oder eines Gyrometers im Schritt **702A** gemessen, und in einem parallelen Schritt **702B** wird das EKG-Signal mit einem EKG-Sensor gleichzeitig gemessen. Die Signale werden dann in den Schritten **704A** und **704** verarbeitet, um periodische Bewegungen bzw. Herzschläge zu ermitteln. Die zeitlichen Charakteristika der periodischen Bewegungen und Herzschläge werden dann im Schritt **706** verglichen, um ihre mögliche Korrelation aufzufinden. Wenn die Bewegungen und Herzschläge synchron sind, d. h. ihre Frequenzen gleich oder die eine ein Vielfaches der anderen ist, so gibt es volle Korrelation (es kann auch eine Phasenverschiebung zwischen den periodischen Frequenzen geben). Ein Korrelationsfaktor beliebiger Art wird abgeleitet, um die Frequenzdifferenz zu beschreiben. Dann wird basierend auf dem Korrelationsfaktor der gewünschte interessierende Parameter im Schritt **708** berechnet und im Schritt **710** angezeigt und/oder abgespeichert.

**[0082]** Bei einer Ausführungsform, die sich speziell zum Überwachen von Lauf- oder Radfahraktivitäten eignet, wird zusätzlich Geschwindigkeits- oder Kadenzmengeninformation dazu verwendet, den Verrichtungsparameter zu bestimmen. Diese Option ist in Fig. 5 gestrichelt als Schritt **709** dargestellt, der einen zusätzlichen Eingang für den Berechnungsschritt **708** bildet. Die Geschwindigkeit lässt sich direkt aus einem Ortungssensor gewinnen, so z. B. einem Satelliten-Ortungssensor, oder aus einem Velozimeter, z. B. einem Zyklometer, der Bestandteil des Systems ist, oder unter Verwendung beispielsweise bekannter oder gemessener Schritt-(Lauf)- oder Umdrehungs-(zyklischer)-Längen und der Kadenz, gewonnen aus dem Bewegungssensor. Die Schrittlänge lässt sich auch approximieren unter Verwendung von Sensordaten, die aus dem Beschleunigungsmesser, Magnetometer oder Gyrometer gewonnen werden.

**[0083]** Bei einer Ausführungsform ist die Berechnungseinrichtung programmiert zum Abschätzen des Energieverbrauchs der Person während der Verrichtung unter Verwendung der Herzschlag- und/oder Bewegungssignale. Insbesondere kann die Ausrüstung eine Einrichtung zum Bestimmen des Typs der Sportverrichtung und die Berechnungseinrichtung zum Berechnen des Energieverbrauchparameters aufweisen, ausgebildet zur Verwendung des Herzschlagsignals, des Bewegungssignals oder beider Signale in Kombination auf unterschiedliche Weise, abhängig von dem ermittelten Typ der Sportverrichtung. Der Typ der Sportverrichtung lässt sich entweder manuell durch den Benutzer festlegen, oder er lässt sich in noch vorteilhafterer Weise automatisch ermitteln.

**[0084]** Bei einer bevorzugten Ausführungsform ist das Gerät in der Lage, die Sportarten basierend auf körperlicher Rhythmik zu unterscheiden, d. h. Ähnlichkeit und zeitliche Stabilität aufeinanderfolgender ähnlicher Bewegungen, wie sie für spezielle Sportarten erforderlich sind. Beispielsweise ist der Straßen- oder Bahnlauf körperlich ein sehr rhythmischer Sport, d. h. er beinhaltet eine stabile Kadenz, wohingegen Tennis eine eher impulsive und unregelmäßige Sportart ist. Die vorgeschlagene Lösung kann in robuster Weise unterscheiden zwischen diesen Sportarten, und sie kann einen entsprechenden Algorithmus zum Berechnen des Energieverbrauchs zur Anwendung bringen, der zumindest teilweise von unterschiedlichen Informationsquellen Gebrauch macht. Der Energieverbrauch beim Laufen lässt sich besser durch Kadenz charakterisieren, beim Tennis eher durch Herzfrequenz-Charakteristika. Die automatische Typenbestimmung basierend auf der Stabilität der Kadenz ist ebenfalls in der Lage, zu unterscheiden zwischen Straßen- oder Bahnlauf und Geländelauf oder Orientierungslauf, wobei Letztere eine kinematisch und/oder zeitlich vielseitigere Bewegung beinhalten, wobei der Energieverbrauch üblicherweise besser durch die Herzfrequenz charakterisiert wird.

**[0085]** Bei einer Ausführungsform sind Mittel vorgesehen zum Empfangen und Speichern eines benutzerspezifierten Sportverrichtungstyp-Parameters in einem Speicher der Ausrüstung. Dies wird als manuelle Typbestimmung bezeichnet. Außerdem sind die Mittel zum Bestimmen des Typs der Sportverrichtung dazu ausgebildet, den vom Benutzer spezifizierten Sportverrichtungstypparameter aus dem Speicher auszulesen, um den Typ der Sportverrichtung zu bestimmen. Die Mittel zum Empfangen und Speichern können eine Benutzerschnittstelleneinrichtung und zugehörige Software sowie Hardware in einem Wristop-Computer oder in einem Mobiltelefonteil des vorliegenden Systems umfassen. Falls notwendig, lässt sich der Verrichtungstypparameter zu dem Herzfrequenzgürtel oder zu einer anderen Einheit über-

mitteln, in der die Energieverbrauchsberechnungen durchgeführt werden.

**[0086]** Bei einer Ausführungsform sind die Mittel zum Bestimmen des Typs der Sportverrichtung dazu ausgebildet, den Typ der Sportverrichtung automatisch zu bestimmen auf der Grundlage von Charakteristika, insbesondere Rhythmik, des Bewegungssignals. Bei einer weiteren Ausführungsform wird dies in der Weise implementiert, dass die Mittel zum Bestimmen des Typs der Sportverrichtung dazu ausgebildet sind, einen Parameter, der die Rhythmik der Verrichtung widerspiegelt, basierend auf dem Bewegungssignal zu berechnen, und das Gerät ist dazu ausgebildet, diesen Parameter zum Bestimmen des Typs zu verwenden. Bei einer Verfahrensweise sind die Mittel zum Berechnen des Energieverbrauch-Parameters dazu ausgebildet, nur das EKG-Signal für die Berechnungen zu verwenden, wenn die Rhythmik der Verrichtung unterhalb eines vorab definierten Pegels liegt und nur das Bewegungssignal zu verwenden, wenn die Rhythmik der Verrichtung oberhalb des vordefinierten Pegels liegt. Auf diese Weise werden rhythmische Sportarten durch beispielsweise die Beschleunigungsdaten charakterisiert, während unregelmäßige Sportarten durch die Herzfrequenzdaten charakterisiert werden, was genauere Abschätzungen für den Energieverbrauch gestattet.

**[0087]** Nach einer Option sind die Mittel zum Bestimmen des Typs der Sportverrichtung dazu ausgebildet, eine Rhythmik des Bewegungssignals dadurch zu ermitteln, dass sich wiederholende Merkmale in dem Bewegungssignal nachgewiesen werden, dass Zeitstempel den sich wiederholenden Merkmalen zugeordnet werden, und dass eine Korrelation berechnet wird zwischen den Intervallen zwischen aufeinanderfolgenden Zeitstempeln, vorzugsweise für sämtliche Sensorachsen. Ein Korrelationswert pro Achse bildet einen Charakterisierungsvektor, der dazu dient, zwischen Typen von Sportarten zu unterscheiden. Eine derartige Korrelationsanalyse lässt sich in einem tragbaren Gerät effizient im Zeitbereich implementieren.

**[0088]** Bei einer alternativen Option sind diese Mittel zum Bestimmen des Typs der Sportverrichtung ausgebildet zum Anwenden einer Fourier-Analyse auf das Bewegungssignal, um eine Rhythmik des Bewegungssignals zu ermitteln. Außerdem kann eine diskrete Fourier-Analyse in kleinen Geräten relativ effizient implementiert werden.

**[0089]** Fig. 6 zeigt eine Ausführungsform, die im Übrigen ähnlich der in Fig. 5 gezeigten Ausführungsform ist, allerdings zusätzliche Sporttyp-Bestimmung beinhaltet. Die Bewegungs- und EKG-Signale werden in den Schritten **802A**, **802B** gemessen und dienen zum Bewegungs- und Herzschlagnachweis in den Schritten **804A** bzw. **804B**. Die Bewegungsdaten

werden weiterhin im Schritt **806** dazu verwendet, den Typ der ausgeführten Sportart zu bestimmen. Diesbezügliche Verfahren sind an anderer Stelle in dieser Schrift in größerer Einzelheit erläutert. Ist der Sporttyp „rhythmisch“, so ergibt es Sinn, mit dem zeitlichen Vergleich der Bewegungs- und Herzschlagdaten im Schritt **810** fortzufahren und die Verrichtung basierend auf dem Vergleichsschritt **812** zu charakterisieren. Außerdem wird der Energieverbrauch berechnet unter Verwendung oder stärkerer Betonung des Bewegungssignals im Schritt **807A**. Ist der Sport von unregelmäßiger Natur, wird die Vergleichsphase übersprungen, und auf der Grundlage des Herzschlagssignals wird im Schritt **807B** die Energie berechnet. Die Berechnungsergebnisse werden im Schritt **814** angezeigt und/oder gespeichert.

**[0090]** Die gestrichelten Linien in Fig. 6 bedeuten, dass das Ergebnis des zeitlichen Vergleichs von Bewegungs- und Herzschlagssignalen (Schritt **810**) oder der basierend auf dem Vergleich abgeleitete Parameter (Schritt **812**) ebenfalls bei der Berechnung des Energieverbrauchs herangezogen werden können (Schritt **807A**). Damit lässt sich die Abweichung von dem anaeroben Schwellenwert und dementsprechend Stoffwechselzustände berücksichtigen. Dies ist allerdings optional, da bei gewissen rhythmischen Sportarten wie beispielsweise dem Laufen der Energieverbrauch auch relativ genau basierend auf lediglich den Bewegungsdaten bestimmbar ist.

**[0091]** Bei einer Ausführungsform wird zum Bestimmen des Sportarttyps das Bewegungssignal analysiert, um eine zyklische, d. h. regelmäßige Bewegungscharakteristik bei zyklischen Sportarten nachzuweisen, so z. B. beim Laufen. Eine Rhythmik lässt sich im Zeitbereich beispielsweise dadurch bestimmen, dass man in dem Signal nachgewiesene Impulse unter Verwendung der Korrelationsanalyse mit Zeitstempeln versieht, um festzustellen, ob Zwischenpuls-Intervalle über die Zeit konstant bleiben (bis zu einem vorab definierten Grad), was kennzeichnend ist für die Verrichtung einer regelmäßigen Tätigkeit. Wenn die Korrelation zwischen Intervallen gering ist, so ist die Verrichtung unregelmäßig. Bei einer alternativen Ausführungsform wird die auf Sensorsignalen basierende Bewegung mit Hilfe einer diskreten Fourier-Transformation in den Frequenzbereich transformiert, und es wird das Vorhandensein starker (zackiger) Frequenzkomponenten nachgewiesen. Es gibt in den Frequenzdaten dann eine Spitze oder Zacke, wenn über ein gewähltes Zeitintervall hinweg eine beträchtliche zyklische Bewegung bei konstanter Frequenz stattfindet. Das Bestimmen der Rhythmik lässt sich kontinuierlich oder wiederholt in vorab definierten Intervallen während der Verrichtung ausführen, so dass sich der Energieverbrauch-Algorithmus ändern lässt, wenn sich der Typ der Sportart ändert. Dies kann z. B. dann der Fall

sein, wenn der Benutzer beim Joggen beispielsweise hin und wieder gymnastische Übungen ausführt.

**[0092]** Was den Energieverbrauchsteil angeht, so kann die Bestimmung des Sportarttyps mehr als zwei Ergebnisse liefern (nicht nur eine Unterscheidung zwischen rhythmisch und unregelmäßig), und es kann mehr als zwei Algorithmen geben, welche diesen Ergebnissen entsprechend implementiert werden.

**[0093]** Bei einer Ausführungsform wird ermittelt, ob der Benutzer manuell einen speziellen Sporttyp angegeben hat (und den Wunsch hat, dass dieser als Grundlage für die Algorithmusauswahl verwendet wird). Bejahendenfalls wird der Algorithmus entsprechend ohne automatische Ermittlung ausgeführt. Falls nein, wird eine automatische Typbestimmung eingeleitet, wie oben erläutert wurde.

**[0094]** Die Rhythmikanalyse sollte über eine Zeitspanne signifikanter Länge hinweg ausgeführt werden, so dass zufällige oder gelegentliche Schwankungen in der Bewegungsfrequenz oder Messfehler nicht zu einem falschen Ergebnis führen. Bleibt die Rhythmik über die gewählte Zeitspanne relativ konstant, so wird ein erster Algorithmus für weitere Berechnungen verwendet, im entgegengesetzten Fall wird ein zweiter Algorithmus gewählt.

**[0095]** Bei einer noch weiteren Ausführungsform ist die Berechnungseinheit dazu programmiert, durch Bewegung induzierte Komponenten des Herzschlagsignals basierend auf dem Bewegungssignal herauszufiltern, um ein gefiltertes Herzschlagsignal bereitzustellen und dieses gefilterte Signal zum Ableiten des Verrichtungsparameters zu verwenden. Diese Ausführungsform löst das Problem der Entstehung von durch Bewegung induzierten wiederholten Fehlern im Herzschlagsignal. Insbesondere zu Beginn einer Verrichtung, also dann, wenn die Messelektroden des Messgeräts und auch die Haut trocken sind, führen Schwankungen im Kontaktdruck zwischen den Elektroden und der Haut aufgrund der Kadenz zu Messartefakten. Es kann sich auch statische Elektrizität nahe der Elektroden ansammeln und zu unerwünschten Zacken in dem Messsignal führen.

**[0096]** Fig. 7 zeigt eine EKG-Signalbildung. Im Idealfall erzeugt der Herzschlag beispielsweise eines Läufers ein reines EKG-Signal mit einfach nachweisbaren Herzschlagwellenformen **1120**, wie im obersten Teil der Fig. 7 dargestellt ist. In der Praxis jedoch gibt es stets Zufallsrauschen **1135** sowie systematisches Rauschen, d. h. Artefakte **1130**, die durch die Bewegung des Läufers hervorgerufen werden. Im Fall einer rhythmischen Kadenz sind die Artefakte typischerweise periodisch wiederholt, sie folgen mehr oder weniger dem konstanten Bewegungsrhythmus. Das Zufallsrauschen **1135** und die Artefakte **1130** sind im

mittleren Teil der Fig. 7 dargestellt, und damit enthält das real gemessene Signal die Summe aus dem realen Herzschlagsignal und das Rauschen sowie Artefakt-Signale, wie im untersten Teil der Fig. 7 dargestellt ist. Aus diesem Summensignal in robuster Weise die Herzschläge nachzuweisen, ist viel schwieriger als bei dem idealen EKG-Signal.

**[0097]** Bei einer Ausführungsform ist die Berechnungseinheit programmiert zum Herausfiltern von Frequenzkomponenten aus dem Herzschlagsignal, die dem Bewegungssignal und dem Herzschlagsignal gemeinsam sind. Vorzugsweise geschieht dies im Frequenzbereich dadurch, dass eine Fourier-Transformation des Herzschlagsignals und eine Fourier-Transformation des Bewegungssignals berechnet und Frequenzkomponenten des Muskelaktivitätssignals, die einigen oder sämtlichen der Frequenzkomponenten des Bewegungssignals entsprechen, unterdrückt werden.

**[0098]** Vorzugsweise befinden sich der Herzschlagssensor und der Bewegungssensor in derselben Geräteeinheit, so beispielsweise einem Herzfrequenzgürtel oder Smart-Bekleidungsstück. Dies stellt sicher, dass das Bewegungssignal der tatsächlichen Bewegung des Herzschlagssensors entspricht. Allerdings ist es möglich, die Sensoren in unterschiedlichen Geräteeinheiten unterzubringen, die sich möglicherweise an verschiedenen Körperteilen befinden, da ihre rhythmischen Bewegungen typischerweise nicht unabhängig sind und deshalb ausreichend Information gewonnen werden kann, um rhythmische Artefakte zu entfernen.

**[0099]** Fig. 8 zeigt ein beispielhaftes schematisches Flussdiagramm für die Signalfilterung. Das Herzschlag-Rohsignal wird im Schritt **300** an einer passenden Stelle des Körpers der Person mit Hilfe eines geeigneten Sensors gemessen. Im Schritt **302** wird geprüft, ob das Rhythmik-Filterungsmerkmal des Systems aktiviert wurde. Falls nicht, werden die Herzschläge oder Muskelaktivitäten im Schritt **312B** basierend auf dem Rohsignal mittels eines geeigneten Algorithmus, der per se bekannt ist, nachgewiesen. Wenn die Filterung aktiviert ist, wird im Schritt **304** ein Bewegungssignal gemessen, um die Filterung zu unterstützen. Eine diskrete Fourier-Transformation (DFT) des Bewegungssignals wird im Schritt **306** berechnet, vorzugsweise unter Einsatz eines geeigneten Algorithmus für schnelle Fourier-Transformation. Das gleiche geschieht mit dem Herzschlagsignal in Schritt **308**. Die DFT des Bewegungssignals gibt diejenigen Frequenzen an, bei denen es möglicherweise durch Bewegung induzierte Artefakte in dem Herzschlagsignal gibt. Einige oder sämtliche dieser Frequenzen werden aus dem Herzschlagsignal unterdrückt, vorzugsweise im Frequenzbereich, um im Schritt **310** ein gefiltertes Herzschlagsignal zu erhalten. Individuelle Herzschläge können dann an-

hand des gefilterten Signals im Schritt **312A** nachgewiesen werden. Im Schritt **314** werden dann die Nachweisergebnisse für weitere Berechnungen verwendet, um die Sportverrichtung oder die Person zu kennzeichnen, und/oder sie werden in einem Speicher des Systems abgespeichert und/oder visualisiert. Typische Verwendungen der Herzschlagdaten beinhalten die Energieverbrauchabschätzung und die Abschätzung des Trainingseffekts.

**[0100]** Die in **Fig. 8** dargestellten Schritte können natürlich in jeder geeigneten Reihenfolge ausgeführt werden, die möglicherweise von der dargestellten Reihenfolge abweichen. Wenn außerdem das vorliegende Signalbereinigerungsverfahren so eingerichtet ist, dass es standardmäßig durchgeführt wird, werden die Schritte **302** oder **312B** nicht benötigt.

**[0101]** Es versteht sich, dass die Ausführungsformen der Erfindung, wie sie hier offenbart sind, nicht auf die angegebenen speziellen Prozessschritte, Einheiten, Komponenten, Geräte, Werkstoffe oder Produkte begrenzt sind, sondern erweiterbar sind auf deren Äquivalente, wie durch den Fachmann erkennbar ist. Außerdem sollte verstanden werden, dass die hier verwendete Terminologie zum Zweck lediglich der Beschreibung von lediglich speziellen Ausführungsformen verwendet wird und nicht beschränkend zu verstehen ist.

**[0102]** Eine Bezugnahme in der vorliegenden Beschreibung auf „eine (Zahlwort) Ausführungsform“ oder „Ausführungsform“ bedeutet hier, dass ein spezielles Merkmal, eine spezielle Struktur oder Charakteristik, die in Verbindung mit der Ausführungsform beschrieben wird, in mindestens einer Ausführungsform der Erfindung enthalten ist. Damit bezieht sich das Auftreten der Begriffe „in einer (Zahlwort) Ausführungsform“ oder „in einer (unbestimmter Artikel) Ausführungsform“ an verschiedenen Stellen der vorliegenden speziellen Beschreibung nicht notwendigerweise auf dieselbe Ausführungsform.

**[0103]** Im vorliegenden Zusammenhang können verschiedene Ausführungsformen und Beispiele der Erfindung zusammen mit Alternativen für unterschiedliche Komponenten gemeint sein. Es versteht sich, dass diese Ausführungsformen, Beispiele und Alternativen nicht als Defacto-Äquivalente zueinander aufzufassen sind, sondern als separate und autonome Repräsentationen der Erfindung zu verstehen sind.

**[0104]** Weiterhin können die beschriebenen Merkmale, Strukturen oder Charakteristika in jeder geeigneter Weise in einer oder mehreren Ausführungsformen kombiniert werden. In der Beschreibung sind zahlreiche spezifische Details angegeben, so z. B. Formel und Abmessungen etc., um ein umfassendes Verständnis der erfindungsgemäßen Ausführungs-

formen zu ermöglichen. Der Fachmann erkennt allerdings, dass die Erfindung auch ohne ein oder mehrere der spezifischen Details oder mit anderen Verfahrenskomponenten, Werkstoffen etc. in die Praxis umgesetzt werden kann. In anderen Fällen sind bekannte Strukturen, Werkstoffe oder Operationen hier nicht im Detail dargestellt oder beschrieben, um Aspekte der Erfindung nicht zu verdecken.

**[0105]** Während die obigen Beispiele anschaulich sind für Prinzipien der vorliegenden Erfindung in einer oder mehreren speziellen Anwendungen, ist es dem Fachmann ersichtlich, dass zahlreiche Modifikationen in der Form, der Anwendung und in Einzelheiten der Implementierung ohne erfinderisches Zutun möglich sind, ohne dass dabei von den Prinzipien und Konzepten der Erfindung abgewichen wird. Dementsprechend ist beabsichtigt, dass die Erfindung durch etwas anderes als die beigefügten Ansprüche beschränkt ist.

## Patentansprüche

1. Tragbare elektronische Ausrüstung zum Überwachen einer Sport-Verrichtung einer Person, umfassend:

- einen Herzschlagsensor zum Bereitstellen eines Herzschlagsignals ansprechend auf den Herzschlag der Person,

- einen Bewegungssensor zum Bereitstellen eines Bewegungssignals ansprechend auf die Bewegung der Person,

weiterhin gekennzeichnet durch eine Verarbeitungseinrichtung, ausgebildet zum Berechnen mindestens eines Verrichtungsparameters, der die Sport-Verrichtung und/oder die Person basierend auf zeitlichen Charakteristika periodischer Merkmale des Herzschlags im Vergleich zu zeitlichen Charakteristika periodischer Merkmale des Bewegungssignals darstellt.

2. Ausrüstung nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Verarbeitungseinrichtung dazu ausgebildet ist

- mindestens einen Korrelationsfaktor abhängig von den zeitlichen Charakteristika der periodischen Merkmale des Herzschlagsignals im Vergleich zu den zeitlichen Charakteristika periodischer Merkmale des Bewegungssignals zu berechnen, und

- unter Verwendung des Korrelationsfaktors den mindestens einen Verrichtungsparameter zu berechnen.

3. Ausrüstung nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Verarbeitungseinrichtung dazu ausgebildet ist, als den mindestens einen Verrichtungsparameter einen Parameter zu berechnen, der eine Intensität der Verrichtung, eine Belastung der Verrichtung, die Müdigkeit der Person und/oder den Fitnesslevel der Person zu berechnen.

4. Ausrüstung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Verarbeitungseinrichtung dazu ausgebildet ist, als den mindestens einen Verrichtungsparameter den abgeschätzten anaeroben Herzfrequenz-Schwellenwert der Person, die derzeitige Abweichung von dem anaeroben Herzfrequenz-Schwellenwert, das Verhältnis der Kadenz und der Herzfrequenz als einen Index, einen Fitnessindex, einen Müdigkeitsindex, wie beispielsweise EPOC, und/oder den Energieverbrauch zu berechnen.

5. Ausrüstung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Verarbeitungseinrichtung dazu ausgebildet ist, als den mindestens einen Verrichtungsparameter die maximale Geschwindigkeit und/oder Schrittlänge der Person im aeroben Bereich zu berechnen.

6. Ausrüstung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Verarbeitungseinrichtung dazu ausgebildet ist, die Herzfrequenz der Person anhand des Herzschlagsignals und der Frequenz periodischer Merkmale des Bewegungssignals zu bestimmen, wobei der Verrichtungsparameter abhängt von der Differenz zwischen der Herzfrequenz und der Frequenz der periodischen Merkmale des Bewegungssignals.

7. Ausrüstung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Verarbeitungseinrichtung dazu ausgebildet ist:

- aus dem Herzschlagsignal individuelle Herzschläge nachzuweisen und den individuellen Herzschlägen erst Zeitstempel zuzuordnen, und
- periodische Bewegungen der Person in Bezug auf die Sport-Verrichtung aus dem Bewegungssignal nachzuweisen und den periodischen Bewegungen zweite Zeitstempel zuzuordnen, und die Zeitstempel zum Berechnen des Verrichtungsparameters zu verwenden.

8. Ausrüstung nach Anspruch 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Verarbeitungseinrichtung dazu ausgebildet ist, unter Verwendung der ersten und der zweiten Zeitstempel eine Herzschlagfrequenz, bei der die zeitliche Differenz zwischen den individuellen Herzschlägen und den zeitlich bezogenen individuellen Bewegungen im Wesentlichen über mehrere Signalperioden konstant bleibt, nachzuweisen und/oder abzuschätzen.

9. Ausrüstung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Verarbeitungseinrichtung dazu ausgebildet ist, eine Fourier-Transformation der Herzschlag- und Bewegungssignale zu berechnen und die Frequenzcharakteristika der Signale im Frequenzbereich zu vergleichen, um den Verrichtungsparameter zu berechnen.

10. Ausrüstung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass der mindestens eine Verrichtungsparameter aufweist:

- einen anaeroben Herzfrequenz-Schwellenwert der Person, bestimmt durch Nachweisen oder Abschätzen des Herzfrequenz-Niveaus, bei dem die Periodizitäten des Herzschlags und der Bewegung gleich sind und/oder
- die Abweichung von dem anaeroben Herzfrequenz-Schwellenwert, der aus der Differenz zwischen dem laufenden Herzfrequenzwert und dem anaeroben Herzfrequenz-Schwellenwert bestimmt wird, und/oder
- eine Indexzahl proportional zu dem Verhältnis von Kadenz und Herzfrequenz, bestimmt auf der Grundlage des Bewegungssignals bzw. des Herzschlagsignals, und/oder
- eine Ableitung aus diesen Parametern.

11. Ausrüstung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Verarbeitungseinrichtung ausgebildet ist, um

- unter Verwendung des Herzschlagsignals und des Bewegungssignals einen Zeitverzögerungsparameter zu berechnen, welcher die Verzögerung zwischen einem Ansprechen des Herzschlagsignals auf Intensitätsänderungen in der Verrichtung und einem Ansprechen des Bewegungssignals auf Intensitätsänderungen der Verrichtung darstellt,
- den mindestens einen Verrichtungsparameter, insbesondere einen Ermüdungsindex wie z. B. EPOC, unter Verwendung des Betrags des Zeitverzögerungsparameters und/oder durch Beobachten von Änderungen in dem Zeitverzögerungsparameter während der Verrichtung zu berechnen.

12. Ausrüstung nach Anspruch 11, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Verarbeitungseinrichtung dazu ausgebildet ist, einen ersten Wert des Zeitverzögerungsparameters zu bestimmen, wenn die Person ruht, und einen zweiten Wert des Zeitverzögerungsparameters während einer Verrichtung zu bestimmen, und den mindestens einen Verrichtungsparameter unter Verwendung einer von dem ersten Wert und dem zweiten Wert abhängigen mathematischen Funktion zu berechnen.

13. Ausrüstung nach einem der Ansprüche 1 bis 10, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Verarbeitungseinrichtung dazu ausgebildet ist,

- einen vorbestimmten Zeitverzögerungsparameter zu lesen, welcher die Verzögerung zwischen einem Ansprechen des Herzschlagsignals auf Intensitätsänderungen der Verrichtung und einem Ansprechen des Bewegungssignals auf Intensitätsänderungen der Verrichtung darstellt, und/oder ein Verhaltensmodell eines solchen Zeitverzögerungsparameters zu lesen,
- den mindestens einen Verrichtungsparameter, insbesondere einen Fitnessindex, anhand des Herz-

schlagsignals, des Bewegungssignals und des Zeitverzögerungsparameters zu berechnen.

14. Ausrüstung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch einen Positionssensor zum Bestimmen der Geschwindigkeit der Person, wobei die Verarbeitungseinrichtung dazu ausgebildet ist, die Geschwindigkeit zum Berechnen des Verrichtungsparameters zu nutzen.

15. Ausrüstung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine Einrichtung zum Bestimmen einer durchschnittlichen Schrittlänge der Person, wobei die Verarbeitungseinrichtung weiterhin dazu ausgebildet ist, die durchschnittliche Schrittlänge zu verwenden bei der Berechnung des Verrichtungsparameters.

16. Ausrüstung nach Anspruch 15, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Einrichtung zum Bestimmen einer durchschnittlichen Schrittlänge konfiguriert ist, um

- eine Schrittlänge als Benutzereingabe-Parameter aus einer Speichereinheit der Ausrüstung auszulesen, und/oder
- eine Schrittlänge basierend auf dem Bewegungssignal zu bestimmen, und/oder
- die durchschnittliche Schrittlänge basierend auf einer Kombination der Periodizität des Bewegungssignals und von durch einen Positionssensor erhaltenen Geschwindigkeitsdaten zu bestimmen.

17. Ausrüstung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass sie ein elektrisches Herzschlagmodul aufweist, integriert mit einem Herzfrequenzgürtel oder einem Smart-Bekleidungsstück ausgebildet oder funktionell damit verbunden, wobei der Herzfrequenzgürtel bzw. das Smart-Bekleidungsstück integrierte Herzschlag-Messelektroden aufweist, um den Herzschlagsensor zu bilden, wobei das Modul außerdem den Bewegungssensor enthält.

18. Ausrüstung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass das elektrische Herzschlagmodul außerdem die Verarbeitungseinrichtung aufweist.

19. Ausrüstung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass sie einen Wristop-Computer oder ein Mobiltelefon zur Drahtlos-Kommunikation mit einem elektrischen Herzschlagmodul zum Empfangen des Herzschlagsignals und/oder des Bewegungssignals und/oder von durch ein solches Modul verarbeiteten Daten aufweist und zumindest einen Teil der Verarbeitungseinrichtung umfasst.

20. Ausrüstung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch

- mindestens ein anzeigeloses elektrisches Herzschlagmodul, integral mit oder funktionell verbindbar mit einem Herzfrequenzgürtel oder einem Smart-Bekleidungsstück, der/das integrierte Herzschlag-Messelektroden aufweist, um den Herzschlagsensor zu bilden, wobei das Modul den Bewegungssensor und zumindest einen Teil der, vorzugsweise die gesamte, Verarbeitungseinrichtung enthält, und
- mindestens einen Wristop-Computer oder ein mobiles Handgerät, der/das für eine Drahtloskommunikation mit dem elektrischen Herzschlagmodul ausgebildet und mit einem Display zur Visualisierung des Verrichtungsparameters ausgestattet ist.

21. Ausrüstung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Herzschlagsensor einen elektrischen EKG-Sensor, einen optischen Sensor, einen Drucksensor oder einen Beschleunigungssensor aufweist.

22. Ausrüstung nach Anspruch 20, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Herzschlagsensor an der Brust, dem Hals, dem Handgelenk oder der Ohrmuschel der Person anbringbar ist.

23. Verfahren zum Überwachen einer Sport-Verrichtung einer Person, umfassend:

- das Messen des Herzschlags der Person mit Hilfe eines tragbaren Herzschlagsensors, um ein Herzschlagsignal bereitzustellen,
- das Messen der Bewegung der Person mit Hilfe eines tragbaren Bewegungssensors, um ein Bewegungssignal bereitzustellen, **dadurch gekennzeichnet**, dass
- in einer oder mehreren, funktionell mit dem tragbaren Herzschlagsensor verbundenen Recheneinheiten und dem tragbaren Bewegungssensor stattfinden:
- Nachweisen periodischer Merkmale in dem Herzschlagsignal und in dem Bewegungssignal,
- Bestimmen der zeitlichen Korrelation der periodischen Merkmale des Herzschlagsignals und des Bewegungssignals, und
- Berechnen von mindestens einem Verrichtungsparameter basierend zumindest teilweise auf der zeitlichen Korrelation.

24. Verfahren nach Anspruch 23, **dadurch gekennzeichnet**, dass der mindestens eine Verrichtungsparameter die Intensität der Verrichtung, die Belastung der Verrichtung, die Müdigkeit der Person und/oder den Fitnesslevel der Person umfasst, wobei der Parameter beispielsweise Ausdruck findet als abgeschätzter anaerober Herzfrequenz-Schwellenwert der Person, als laufende Abweichung von einem anaeroben Herzfrequenz-Schwellenwert, in dem Verhältnis von Kadenz und Herzfrequenz als Index, als Fitnessindex, als Müdigkeitsindex wie z. B. EPOC, als Energieverbrauch, als Maximalgeschwindigkeit

und/oder in der Schrittweite der Person in einem aeroben Bereich.

25. Verfahren nach Anspruch 23 oder 24, **dadurch gekennzeichnet**, dass der mindestens eine Verrichtungsparameter aufweist:

- einen anaeroben Herzfrequenz-Schwellenwert der Person, bestimmt durch Nachweisen oder Abschätzen des Herzschlagwerts, bei dem die Periodizitäten des Herzschlags und der Bewegung gleich sind, und/oder
- eine Abweichung von den anaeroben Herzschlag-Schwellenwert, der bestimmt wird aus der Differenz zwischen einem laufenden Herzschlagwert und dem anaeroben Herzfrequenz-Schwellenwert, und/oder
- eine Indexzahl proportional zum Verhältnis von Kadenz und Herzschlag, bestimmt anhand des Bewegungssignals bzw. des Herzschlagsignals, und/oder
- eine Ableitung von den genannten Parameter.

26. Verfahren nach einem der Ansprüche 23 bis 25, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Verrichtungsparameter einen Müdigkeitsindex aufweist, bestimmt durch

- unter Verwendung des Herzschlagsignals und des Bewegungssignals, Berechnen eines Zeitverzögerungsparameters, der die Verzögerung zwischen einem Ansprechen des Herzschlagsignals auf Intensitätsänderungen während der Verrichtung und einem Ansprechen des Bewegungssignals auf Intensitätsänderungen während der Verrichtung darstellt,
- Berechnen des Müdigkeitsindex unter Verwendung des Betrags des Zeitverzögerungsparameters und/oder durch Beobachten von Änderungen in dem Zeitverzögerungsparameter während der Verrichtung.

27. Ausrüstung nach Anspruch 26, gekennzeichnet durch

- das Bestimmen eines ersten Werts des Zeitverzögerungsparameters, wenn die Person ruht, und eines zweiten Werts des Zeitverzögerungsparameters während einer Verrichtung, und
- Berechnen des Müdigkeitsindex' unter Verwendung einer von dem ersten Wert und dem zweiten Wert abhängigen mathematischen Funktion.

28. Verfahren nach einem der Ansprüche 23–27, **dadurch gekennzeichnet**, dass der mindestens eine Verrichtungsparameter einen Fitnessindex aufweist, der bestimmt wird durch

- Bereitstellen eines vorbestimmten Zeitverzögerungsparameters, der eine Verzögerung zwischen einem Ansprechen des Herzschlagsignals auf Intensitätsänderungen während der Verrichtung, und dem Ansprechen des Bewegungssignals auf Intensitätsänderungen während der Verrichtung darstellt, und/oder eines Verhaltensmodells eines solchen Zeitverzögerungsparameters,
- Berechnen des Fitnessindex' unter Verwendung der zeitlichen Korrelation des Herzschlagsignals und des

Bewegungssignals, und des Zeitverzögerungsparameters oder dessen Verhaltensmodell.

29. Verfahren nach Anspruch 28, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Benutzer zu Beginn der Verrichtung einen vollständig ausgeruhten Zustand einnimmt.

30. Computerprogrammprodukt mit computerausführbaren Befehlen zum Durchführen des Verfahrens nach einem der Ansprüche 23 bis 29.

31. Verwendung zeitlicher Relationen zwischen Kadenz und Herzfrequenz zum Überwachen einer Verrichtung oder einer Sportperson unter Verwendung einer tragbaren Sportüberwachungsausrüstung.

Es folgen 11 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

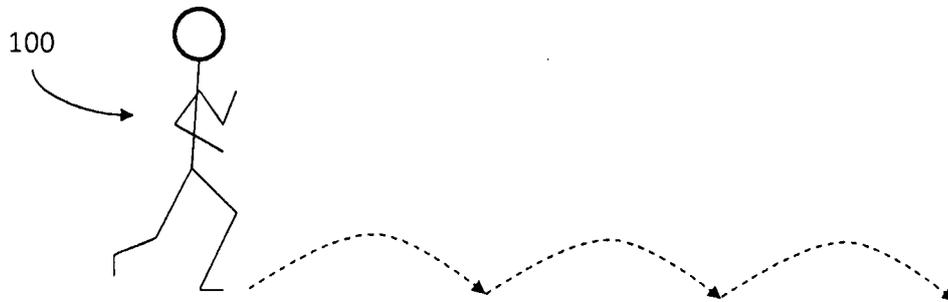


Fig. 1A

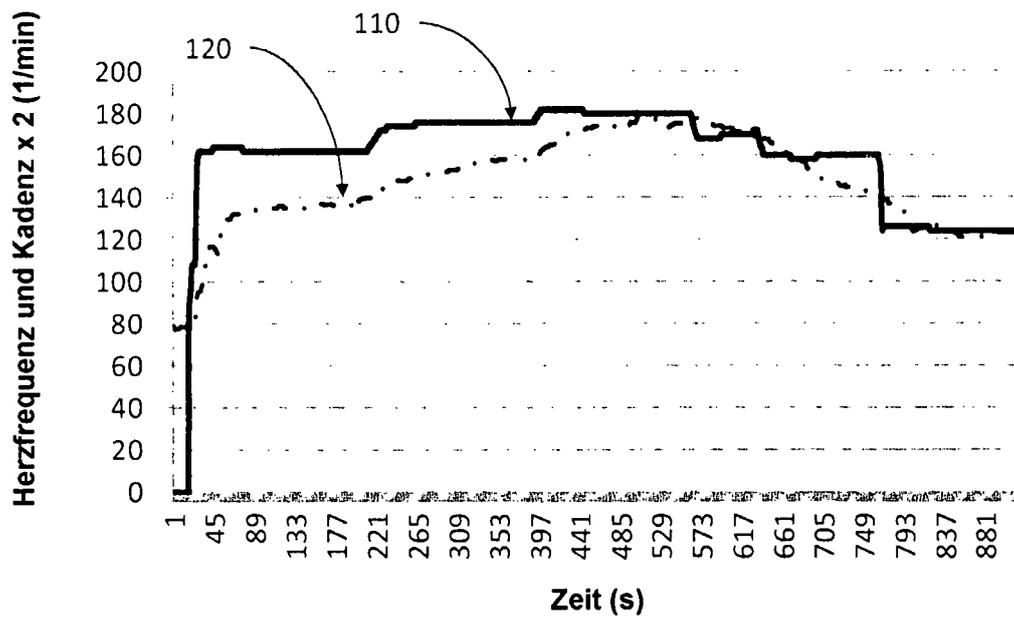


Fig. 1B

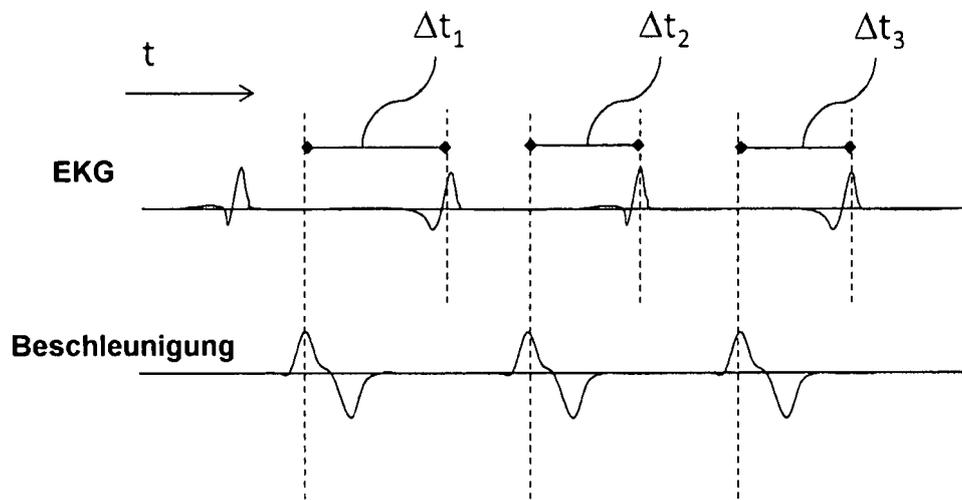


Fig. 2

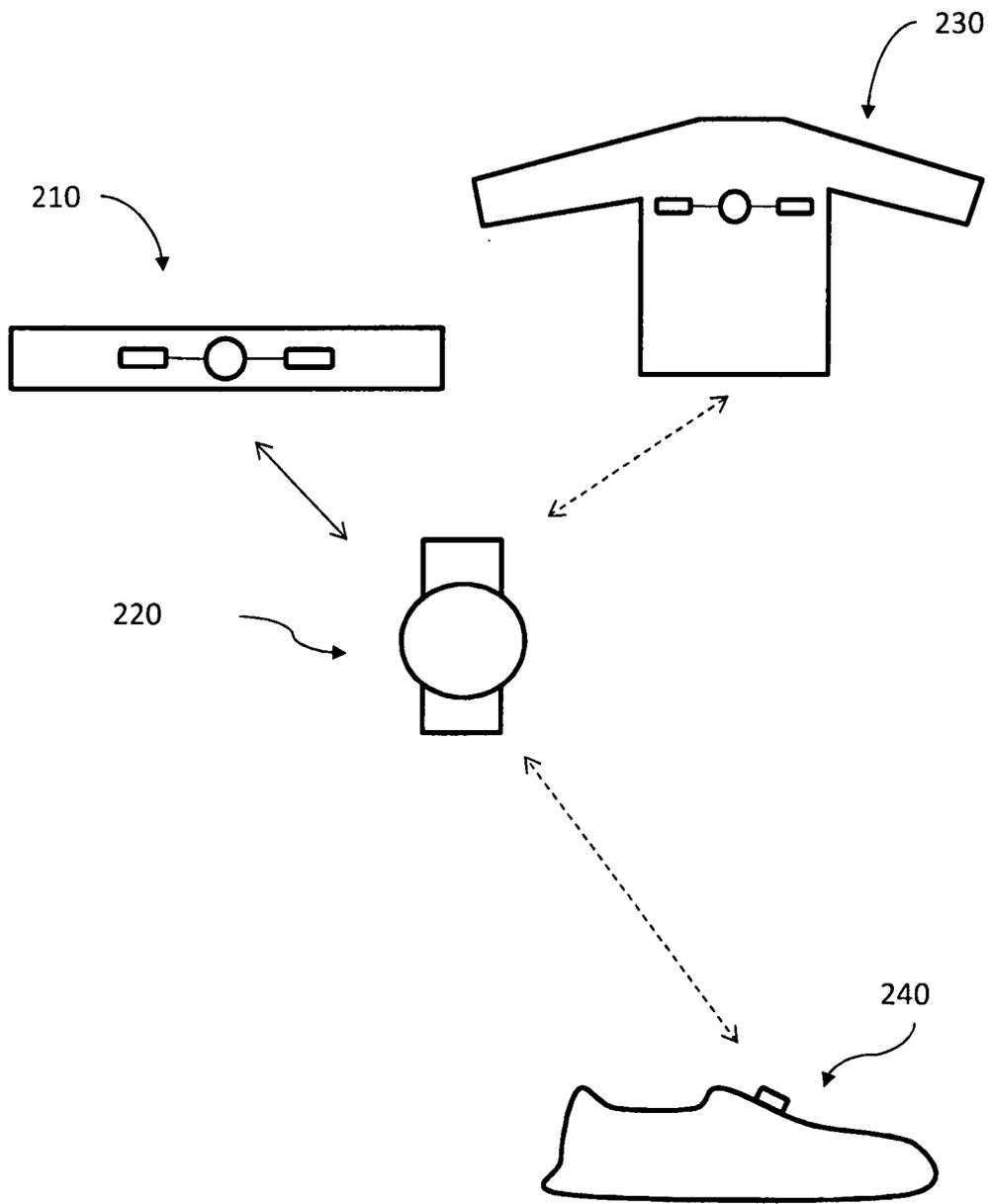


Fig. 3

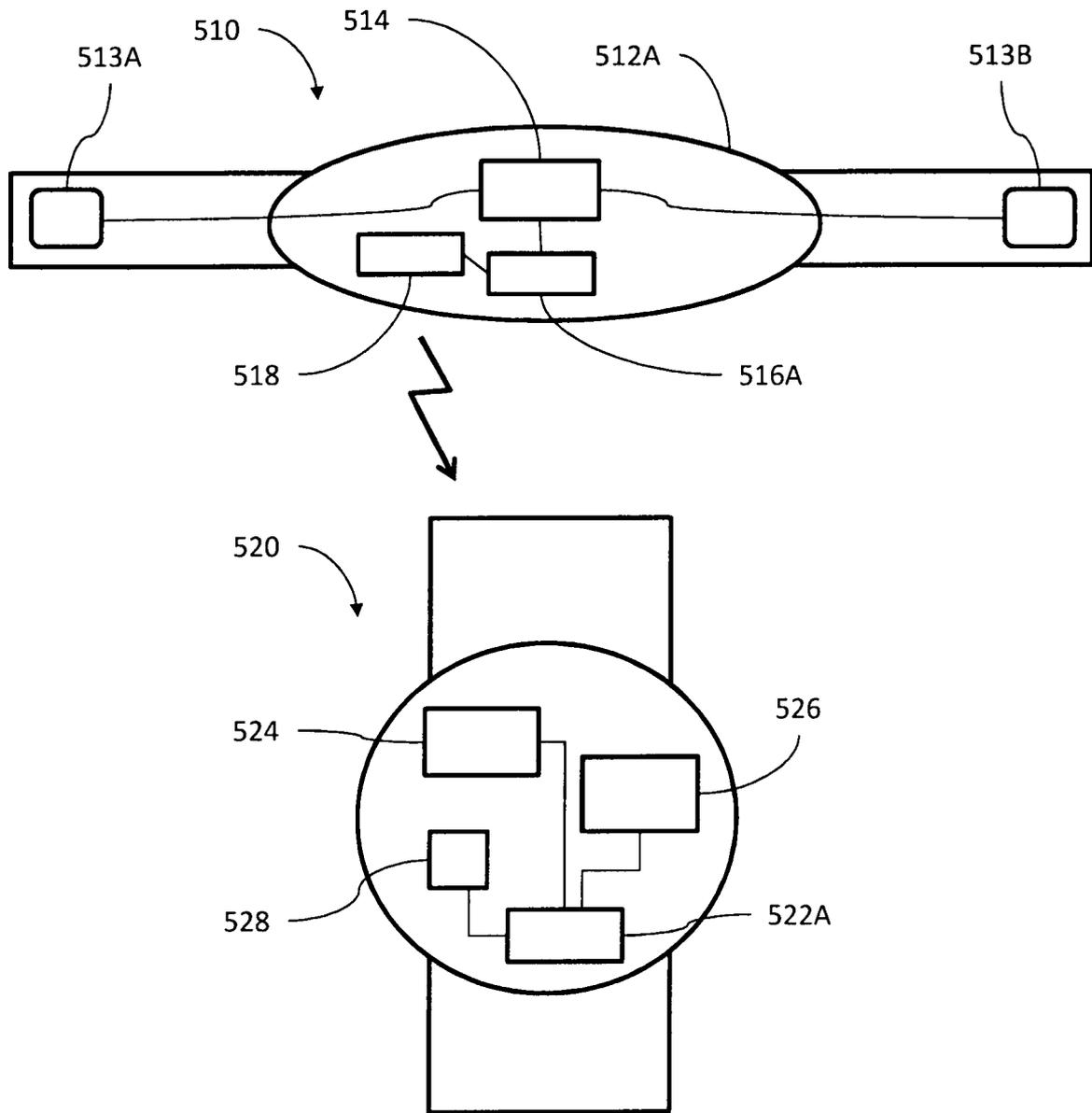


Fig. 4A

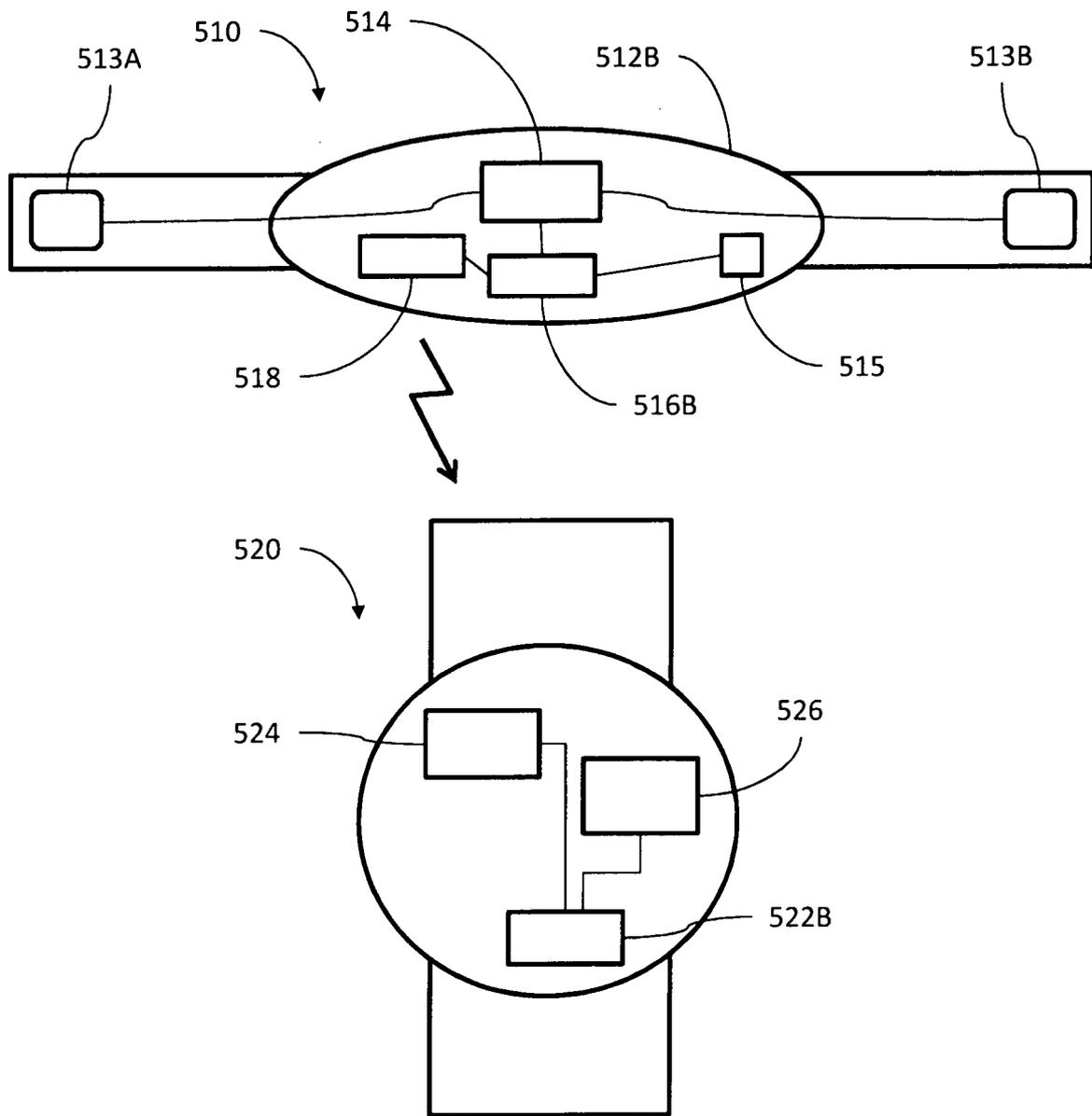


Fig. 4B

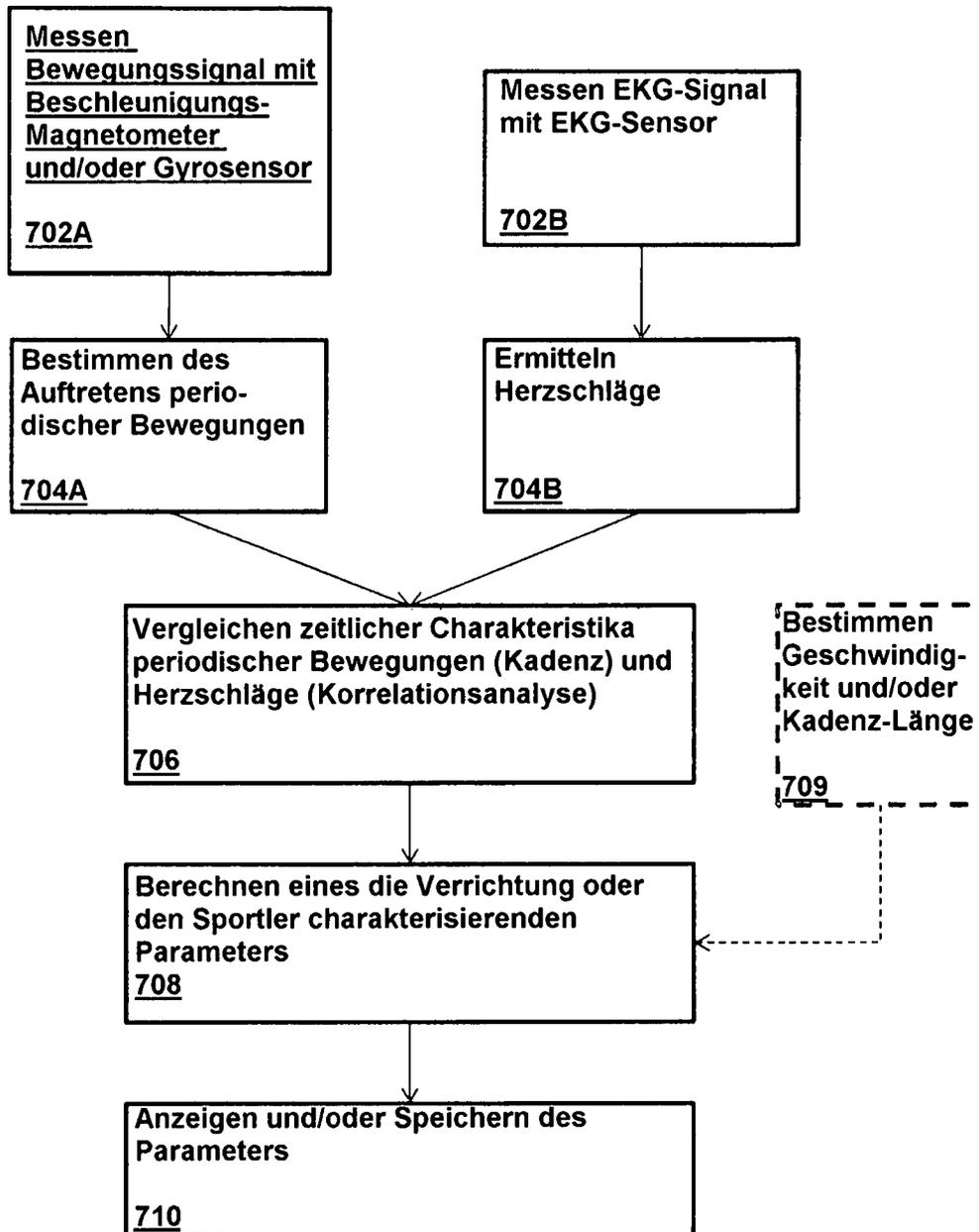


Fig. 5

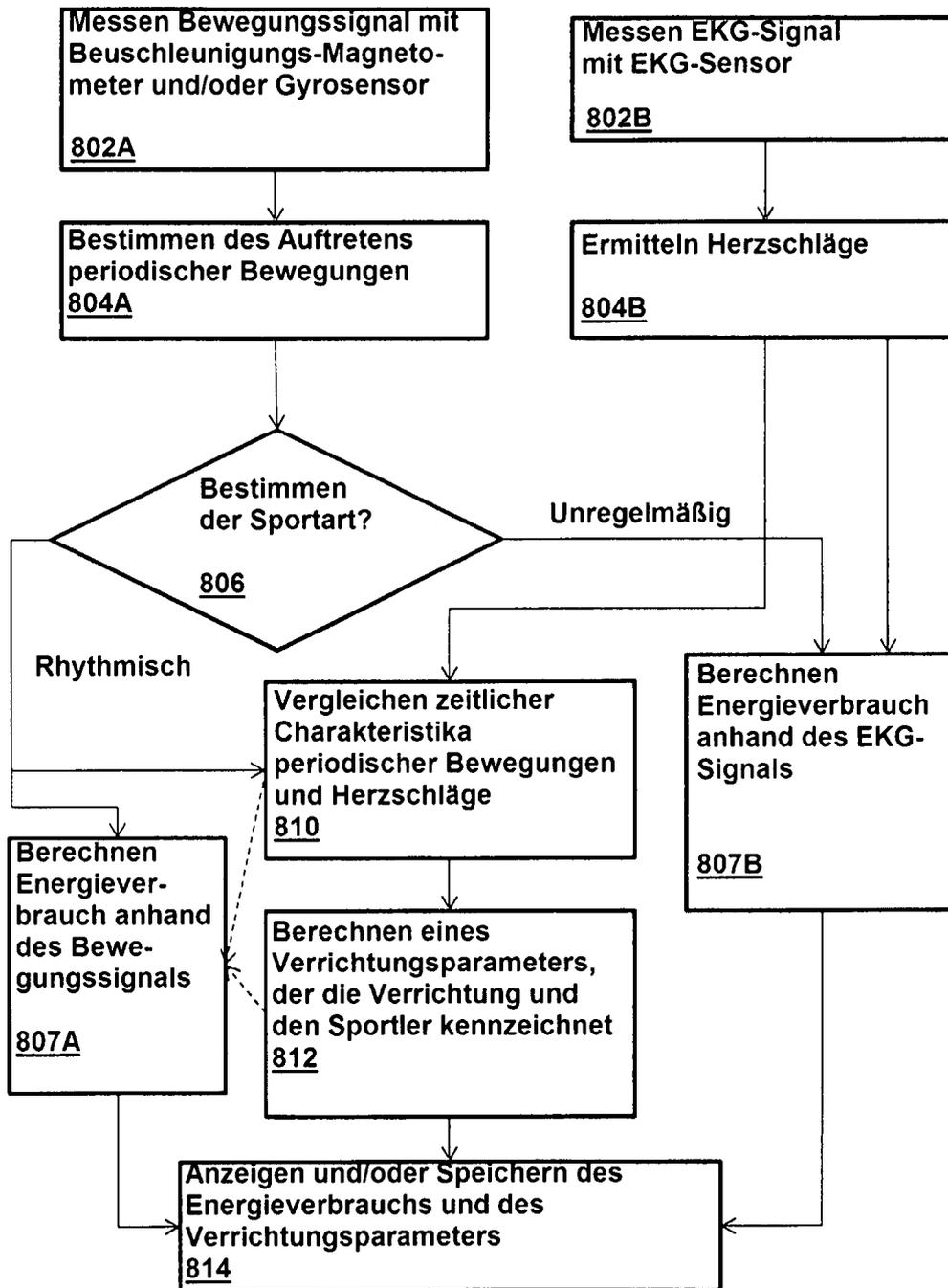


Fig. 6

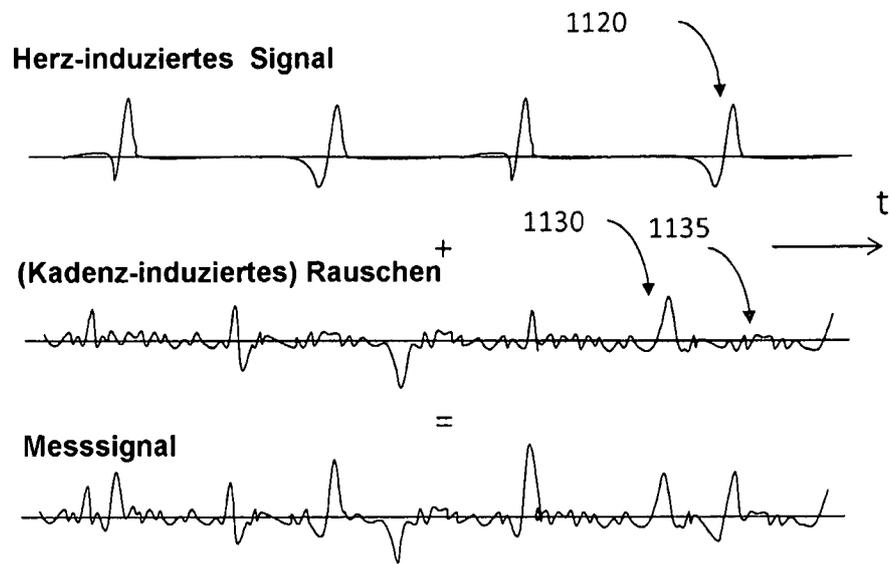


Fig. 7

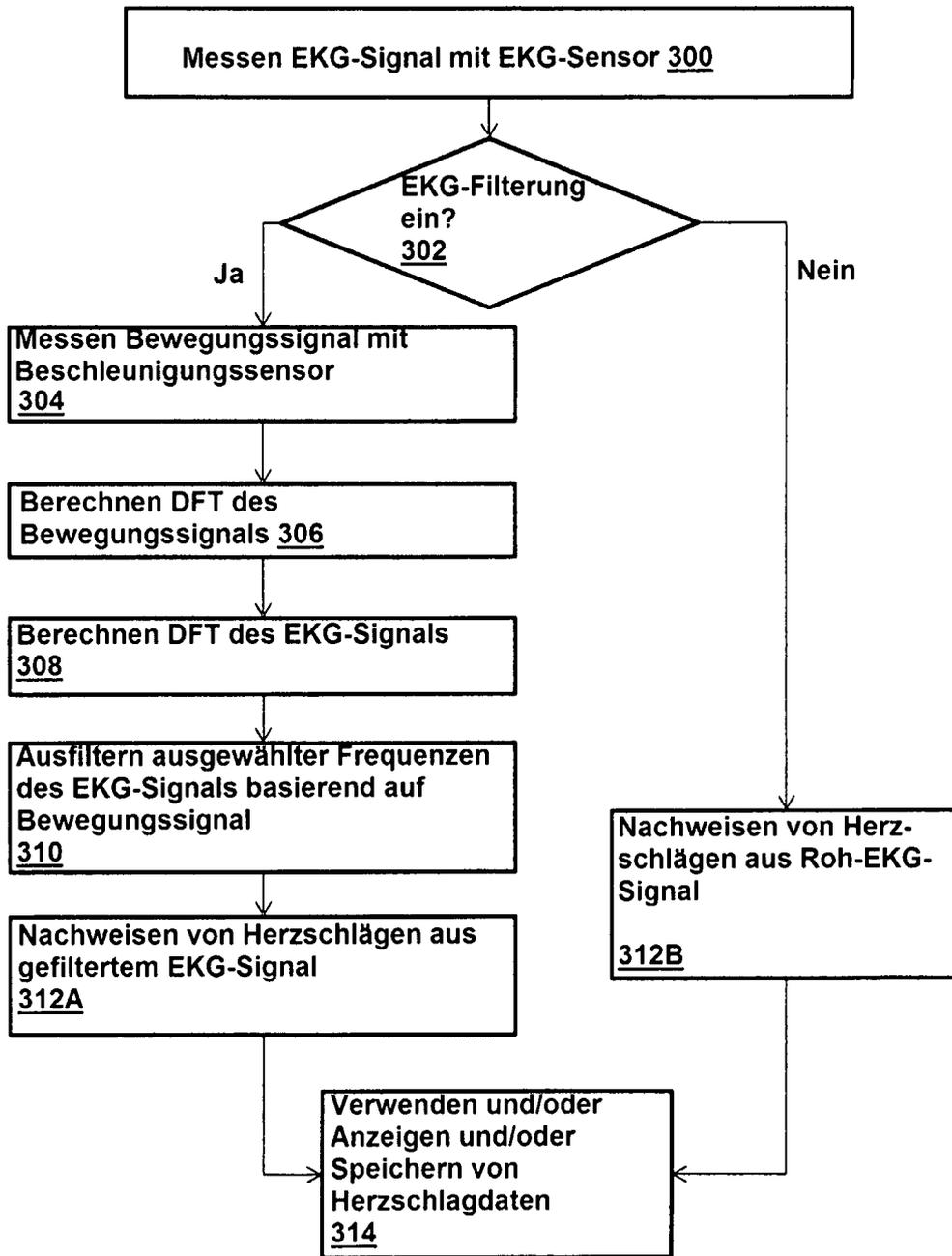


Fig. 8

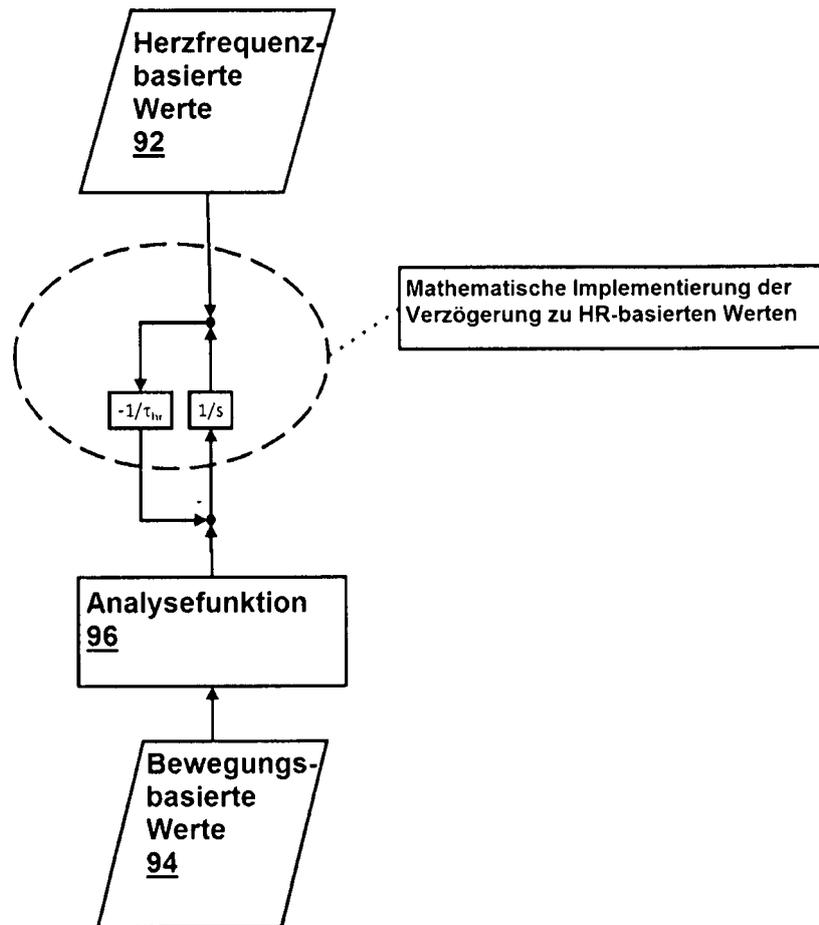


Fig. 9

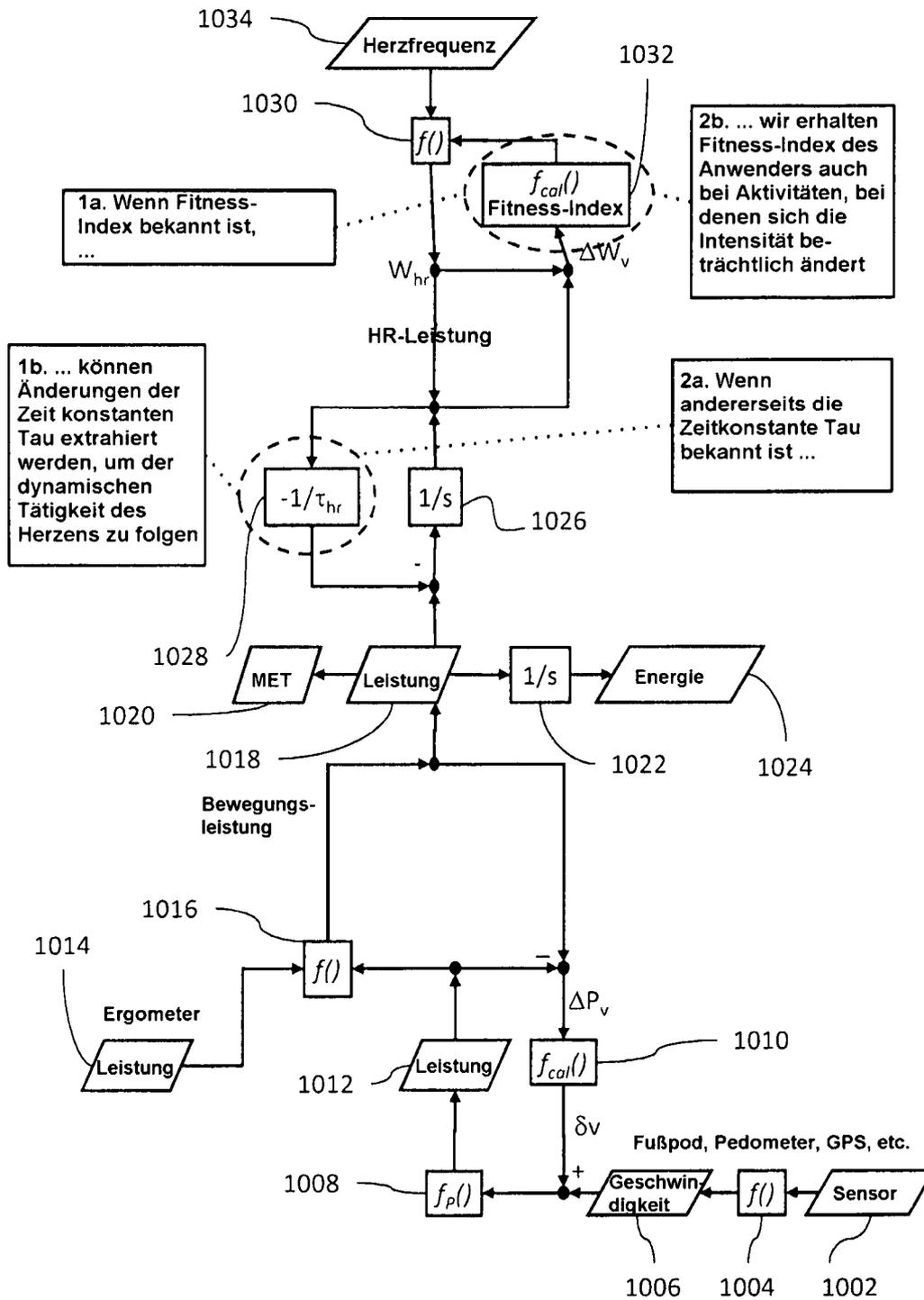


Fig. 10