



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
09.03.2005 Patentblatt 2005/10

(51) Int Cl.⁷: **A61N 1/365, A61B 5/11**

(21) Anmeldenummer: **04090229.8**

(22) Anmeldetag: **10.06.2004**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
**AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR
 HU IE IT LI LU MC NL PL PT RO SE SI SK TR**
 Benannte Erstreckungsstaaten:
AL HR LT LV MK

(72) Erfinder:
 • **Hsu, William**
West Linn, OR 97068 (US)
 • **Johnson, Mark**
Aurora, OR 97002 (US)
 • **Czygan, Gerald**
91054 Buckenhof (DE)

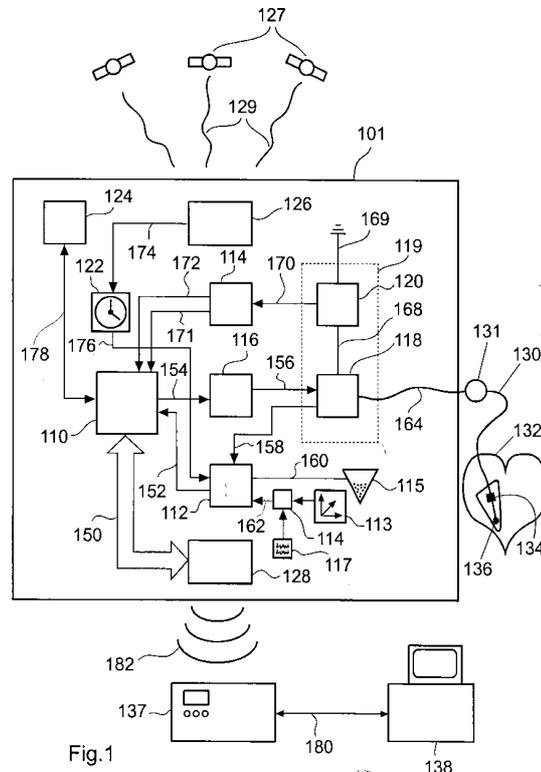
(30) Priorität: **02.09.2003 US 499631 P**
02.10.2003 DE 10347294

(74) Vertreter: **Eisenführ, Speiser & Partner**
Patentanwälte Rechtsanwälte
Spreepalais am Dom
Anna-Louisa-Karsch-Strasse 2
10178 Berlin (DE)

(71) Anmelder: **Biotronik GmbH & Co. KG**
12359 Berlin (DE)

(54) **Vorrichtung zur Behandlung von Schlaf-Apnoe**

(57) Die Erfindung betrifft ein Medizinisches Gerät zur Implantation in einen Körper, mit einer Stimulations-einheit, einer Schlaf-Detektoreinheit mit mindestens einem Signaleingang welche ausgebildet ist, einen Schlafzustand des Körpers zu erkennen und ein Schlaf-Signal zu erzeugen, einer Apnoe-Detektoreinheit, welche ausgebildet ist, in Abhängigkeit von mindestens einem von dem Körper verursachten Körpersignal eine Schlaf-Apnoe zu erkennen und ein Apnoe-Signal zu erzeugen, einer Therapieeinheit, welche mit der Stimulationseinheit, der Schlaf-Detektoreinheit und mit der Apnoe-Detektoreinheit mindestens mittelbar verbunden und ausgebildet ist, in Abhängigkeit von Apnoe-Signal und dem Schlaf-Signal mindestens ein Apnoe-Therapiesignal zu erzeugen, welches Therapieinformation zur Prävention und/oder Behandlung von Schlaf-Apnoe repräsentiert und dieses an die Stimulationseinheit zu senden. Das medizinische Gerät weist einen Positionssensor auf, welcher mit dem Signaleingang der Schlaf-Detektoreinheit wirkverbunden und ausgebildet ist, in Abhängigkeit von seiner Neigung um wenigstens eine durch den Positionssensor verlaufende Raumachse im Verhältnis zur Horizontalen wenigstens eine seiner elektrischen Eigenschaften zu ändern.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein medizinisches Gerät zur Implantation in einen Körper, mit einer Stimulationseinheit, welche ausgebildet ist, in Abhängigkeit von einem Apnoe-Therapiesignal einen elektrischen Stimulationsimpuls zu erzeugen, einer Schlaf-Detektoreinheit mit mindestens einem Signaleingang, welche ausgebildet ist, in Abhängigkeit von mindestens einem Eingangssignal einen Schlafzustand des Körpers zu erkennen und ein Schlaf-Signal zu erzeugen, welches einem Schlaf-Erkennungsergebnis entspricht. Das medizinische Gerät zur Implantation in einen Körper, im Folgenden auch implantierbares medizinisches Gerät genannt, weist auch eine Apnoe-Detektoreinheit auf, welche ausgebildet ist, in Abhängigkeit von mindestens einem von dem Körper verursachten Körpersignal eine Schlaf-Apnoe zu erkennen und ein Apnoe-Signal zu erzeugen, welches einem Apnoe-Erkennungsergebnis entspricht. Das implantierbare medizinische Gerät weist auch eine Therapieeinheit auf, welche mit der Schlaf-Detektoreinheit und mit der Apnoe-Detektoreinheit mindestens mittelbar verbunden und ausgebildet ist, in Abhängigkeit von dem Apnoe-Signal und dem Schlaf-Signal mindestens ein Apnoe-Therapiesignal zu erzeugen, welches Therapieinformation wahlweise zur Prävention von Schlaf-Apnoe, zur Behandlung von Schlaf-Apnoe oder beidem repräsentiert und dieses an die Stimulationseinheit zu senden.

[0002] Ein solches System hat einen besonderen Vorteil für Patienten, bei denen bereits eine Herzschrittmacher-Implantation angezeigt ist. Ein solches System kann auch vorteilhaft sein für Patienten, welche unter Schlaf-Apnoe leiden, ohne dass andere Indikationen für eine Implantation vorliegen. Ein signifikanter Bevölkerungsanteil ist von Atmungsstörungen betroffen. Eine solche Atmungsstörung ist beispielsweise Schlaf-Apnoe, ein vorübergehendes Aussetzen der Atmung. Die häufigste Erscheinung ist die obstruktive Schlaf-Apnoe, von welcher näherungsweise 6% der männlichen Bevölkerung in einem Alter über 40 Jahren betroffen sind. Bei der obstruktiven Schlaf-Apnoe kollabieren die oberen Luftwege und verschließen, wodurch das Passieren von Atemluft verhindert wird. Dies kann wiederholt im Schlaf auftreten.

[0003] Eine andere Erscheinungsform der Schlaf-Apnoe ist das zentrale Schlaf-Apnoe-Syndrom. Bei diesem Syndrom bleiben die Atemwege offen, aber die zentrale Kontrolle der Atemmuskulatur ist nachteilig beeinflusst. Während diese Form der Apnoe bei etwa 10 bis 20% von allen an Schlaf-Apnoe Leidenden beobachtet wird, hat sie ein großes Übergewicht bei Patienten mit Herzinsuffizienz. Solche Patienten haben auch die Cheyne-Stokes-Atmung, welche ein periodisches Abnehmen und Zunehmen der Atemamplitude ist, auch als Atemtiefe bezeichnet. Der Patient hat in diesem Fall Perioden geringerer Atemtiefe, das bedeutet, zentrale Apnoe, und Perioden gesteigerter Atemtiefe, auch als Hyperventilation bezeichnet. Von diesen Atemfehlfunktionen sind die Herzrate, die Hämodynamik und der Blutdruck beeinflusst. Beispielsweise können die Apnea-Perioden eine Zunahme der sympathischen Aktivität anregen, welche das Herz negativ beeinträchtigen kann. Das Zusammenwirken von Schlaf-Apnoe mit Herzinsuffizienz reduziert wesentlich die Lebensqualität und die Leistungsfähigkeit des Patienten. Daher ist es wesentlich, dass in solchen Fällen die Schlaf-Apnoe überwacht, identifiziert und behandelt wird.

[0004] Im Allgemeinen erfordern Atemfehlfunktionen, wie beispielsweise die Schlaf-Apnoe, eine kontinuierliche Überwachung eines Patienten und wenn mögliche eine kontinuierliche Behandlung, eher als nur während eines Aufenthaltes in einer medizinischen Einrichtung. Um diese Fehlfunktion zu überwachen und zu behandeln, muss der Patient während des Schlafes zu Hause überwacht und behandelt werden. Geräte aus dem Stand der Technik schließen die Verwendung von extern angebrachten Atemsensoren und Atemmasken ein. Bei diesen Geräten wird die Schlaf-Apnoe durch künstliche Atemgeräte behandelt, welche die Atmung kontrollieren und eine Einatmung und Ausatmung erzwingen. Tatsächlich bedeuten diese Geräte eine signifikante Einschränkung der Lebensqualität. Da diese Therapie von der Kooperation des Patienten abhängt, könnte die aufdringliche Natur dieses Gerätes seine laufende Verwendung verhindern.

[0005] In dem Artikel "Benefit of atrial pacing in sleep apnea syndrome" von Garrigue, et al., erschienen im Magazin New England Journal of Medicine (vol. 346, Nr. 6, pp. 404 - 412, 7. Februar 2002) ist eine Studie beschrieben, welche auf eine Patientengruppe angewendet wurde, welche bereits implantierte Herzschrittmacher zur Behandlung einer Sinusbradykardie mit Hilfe atrialer Übererregung besaßen. Basierend auf einigen Berichten dieser Patienten, dass sie nach der Implantation weniger Atemschwierigkeiten hatten, wurden 15 Patienten zur Untersuchung in einer Folge von Nächten ausgewählt. Während des Tests wurde der implantierte Schrittmacher programmiert, das Herz entweder gar nicht oder durch kontinuierliche Impulse zu erregen. Während der Erregungsphase wurde eine atriale Übererregung von etwa 15 Schlägen pro Minute über der durchschnittlichen Herzrate bei Nacht des Patienten eingestellt. Bei 13 von 15 Patienten sank der beobachtete Apnoe-Hypopnea-Index um mehr als 50% während der Nächte mit kontinuierlicher Zwei-Kammer-Erregung durch den Herzschrittmacher. Der Apnea-Hypopnea-Index ist eine Messung der Frequenz der gestockten oder verlangsamten Atemfrequenz bei Nacht. Der Grund für die beobachtete Verbesserung ist nicht zitiert, aber durch die Schrittmacherapparatur konnte sowohl die obstruktive als auch die zentrale Apnoe verbessert werden.

[0006] Ende des Jahres 2003 hat das St. Jude Medical Center eine neue Studie zur Evaluierung einer Schrittmachertherapie für Schlaf-Apnea veröffentlicht. Wie bei der Garrigue-Studie, war hier der Plan den Einfluss einer erhöhten

Schrittmacherrate während einer Ruhe-Phase zu bewerten, aber die Studie ist offensichtlich auf Herzschrittmacher-Patienten mit diagnostizierter Schlaf-Apnoe beschränkt. Offensichtlich will die St. Jude-Studie einen geheimen Algorithmus zum Herunterladen in den Herzschrittmacher eines Patienten verwenden.

[0007] In der Schrittmacher-Therapie ist die Verwendung des Herzschlagvolumens als Eingabeparameter zur Justierung oder Anpassung der Schrittmacher-Rate bekannt. Ein Atemvolumen-Wert wird aus der Frequenz und der relativen Amplitude eines Atem-Signals berechnet, welches aus einer Messung einer intrathorakalen Impedanz bestimmt werden kann. Offensichtlich verwendet der St. Jude-Algorithmus eine Tageszeit-Uhr, um die Schrittmacher-Therapie ein- und auszuschalten. Selbstverständlich kann ein Algorithmus, basierend auf dem Auslesen einer Tageszeit-Uhr Probleme bereiten, wenn der Patient beim Reisen Zeitzonen passiert, in Folge dessen Zeitwechsel eintreten (wie auch solche Zeitwechsel zur Gewinnung von Tageslichtzeit) und wenn der Patient Schlafrhythmusstörungen hat.

[0008] Es ist daher die Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Gerät zur Behandlung von Schlaf-Apnoe mittels einer übersteuerten Erregung des Vorhofes eines Herzens mittels eines implantierten Herzschrittmachers anzugeben.

[0009] Diese Aufgabe wird durch das eingangs genannte medizinische Gerät gelöst, welches einen Positionssensor aufweist, welcher mit dem Schlaf-Detektor wirkverbunden und ausgebildet ist, in Abhängigkeit von seiner Neigung um wenigstens eine durch den Positionssensor verlaufende Raumachse im Verhältnis zur Horizontalen wenigstens eine seiner elektrischen Eigenschaften zu ändern.

[0010] In einer bevorzugten Ausführungsform enthält die Apnoe-Detektoreinheit einen Apnoe-Gewichtungs-Diskriminator mit mindestens einem Eingang für ein Körpersignal enthält. Der Apnoe-Gewichtungs-Diskriminator ist ausgebildet, gemäß einer vorbestimmten Apnoe-Gewichtungsfunktion das Körpersignal zu bewerten und ein eine Schlaf-Apnoe repräsentierendes Apnoe-Signal zu erzeugen.

[0011] Die Schlaf-Detektoreinheit enthält bevorzugt einen Schlaf-Gewichtungs-Diskriminator mit mindestens einem Eingang für ein Eingangssignal, wobei der Schlaf-Gewichtungs-Diskriminator ausgebildet ist, gemäß einer vorbestimmten Schlaf-Gewichtungsfunktion das Eingangssignal zu bewerten und ein einen Schlafzustand repräsentierendes Schlaf-Signal zu erzeugen.

[0012] Weiter bevorzugt enthält der Schlaf-Gewichtungs-Diskriminator und/oder der Apnoe-Gewichtungs-Diskriminator eine Fuzzy-Logik.

[0013] Das medizinische Gerät enthält bevorzugt eine Tageszeit-Uhr, welche mit der Schlaf-Detektoreinheit verbunden ist und somit als ein Eingangs-Parameter zur Entscheidung, ob ein Schlaf-Status besteht oder nicht, zur Verfügung steht.

[0014] In einer besonderen Ausführungsform weist das medizinische Gerät einen Welt-Zeitzone-Detektor mit einem Satellitenempfänger auf, wobei der Welt-Zeitzone-Detektor mit der Tageszeit-Uhr wirkverbunden und ausgebildet ist, Satellitensignale zu empfangen, durch Auswertung der Satellitensignale eine Position auf der Erde zu ermitteln und anhand der Position auf der Erde ein Welt-Zeitzone-Signal zu erzeugen und dieses an die Tageszeit-Uhr zu senden, welche ausgebildet ist, die Tageszeit entsprechend zu korrigieren.

[0015] Beispielsweise kann das Satellitenempfangssystem die Position in Form von Koordinaten bestimmen. Anhand der Koordinaten kann das Satellitenempfangssystem eine Zuordnung in eine Welt-Zeitzone treffen, in welcher sich der Träger des medizinischen Gerätes derzeit befindet. Das Satellitenempfangssystem ist bevorzugt mit der Tageszeit-Uhr verbunden und kann somit eine Korrektur der Tageszeit bewirken, wenn der Träger des medizinischen Gerätes sich in einer anderen Zeitzone befindet. Dadurch kann vorteilhaft auf einfache Weise sichergestellt werden, dass der Träger des medizinischen Gerätes bei Reisen durch verschiedene Zeitzonen der Welt nicht zur falschen Zeit therapiert wird, sofern eine Therapie in Abhängigkeit von einer Tageszeit erfolgen soll. Bevorzugt enthält das Satellitenempfangssystem das aus dem Stand der Technik bekannte Global-Positioning-System (GPS).

[0016] Die Stimulationseinheit ist ausgebildet, einen elektrischen Stimulationsimpuls zu erzeugen, welcher geeignet ist, um ein Gewebe derart zu stimulieren, dass eine Depolarisationsschwelle für eine Muskelkontraktion überschritten wird.

[0017] In einer Ausführungsform weist die Stimulationseinheit Atemmuskulatur-Stimulationseinheit auf, welche ausgebildet ist, einen elektrischen Stimulationsimpuls zur Stimulation des Zwerchfells oder der Thoraxmuskulatur zu erzeugen. In dieser Ausführungsform weist das implantierbare medizinische Gerät einen Ausgang zum Anschluss von Atemmuskulatur-Stimulationselektroden auf.

[0018] In einer bevorzugten Ausführungsform weist das implantierbare medizinische Gerät einen Herzschrittmacher oder Defibrillator auf. In dieser Ausführungsform kann die Therapieeinheit mit dem Herzschrittmacher oder Defibrillator verbunden sein und an diesen Stimulationeninformation enthaltende Therapiesignale senden. Der Herzschrittmacher ist somit ausführendes Mittel zur Therapie von Schlaf-Apnoe.

[0019] Ein Ausführungsbeispiel für einen Aktivitätssensor ist ein Beschleunigungsaufnehmer oder eine Closed-Loop-Stimulation (CLS).

[0020] Ein Ruhe- oder Lastzustand des Körpers wird bei einer Closed-Loop-Stimulation aus einem intrakardialen Impedanzsignal abgeleitet. Diese Technik ist in dem Artikel "Closed Loop stimulation - Ein neues Herzschrittmacher - Konzept zur Frequenzadaption mittels eines Kontraktilitätssensors" im Journal Kardiologie, 1999, Vol. 6, Iss. 1, S. pp. 21-25

erläutert.

[0021] Das implantierbare medizinische Gerät weist in einer bevorzugten Ausführungsform einen Sensor zur Erfassung der intrakardialen Impedanz auf, welcher mit dem Schlafdetektor verbunden und ausgebildet ist, anhand der intrakardialen Impedanz ein Ruhen des Körpers zu erkennen und ein den Ruhezustand des Körpers repräsentierendes Ruhezustands-Signal zu erzeugen. Der Sensor zur Erfassung der intrakardialen Impedanz kann auch als Kontraktilitätssensor ausgebildet sein.

[0022] Das medizinische Gerät kann bei Geräten mit CLS den intrakardialen Impedanzsensor der CLS vorteilhaft mitnutzen, um ein intrakardiales Impedanzsignal aus der CLS abzuzweigen.

[0023] Ein Beschleunigungsaufnehmer kann vorteilhaft als triaxialer Beschleunigungsaufnehmer ausgebildet sein, bei welchem die Richtungsachsen der erfassbaren Beschleunigungen ein Orthogonalsystem bilden und welcher mit dem Schlaf-Detektor wirkverbunden und ausgebildet ist, ein eine Beschleunigung repräsentierendes Beschleunigungs-Zeitsignal zu erzeugen.

[0024] Dadurch kann eine Körperbewegung derart ausgewertet werden, dass das implantierbare medizinische Gerät bei einer Auswertung der Zeitsignale des Beschleunigungsaufnehmers anhand bevorzugt auftretender Beschleunigungsrichtungen zwischen normalen Tagesbewegungsabläufen und beispielsweise Rollbewegungen während eines Schlafes unterscheiden kann.

[0025] Das implantierbare medizinische Gerät weist in dieser Ausführung bevorzugt einen Beschleunigungsmuster-Klassifizierer auf, welcher ausgebildet ist, anhand vorbestimmter Beschleunigungsmuster, welche jeweils für alle drei Bewegungsachsen abgespeichert sein können, Körperbewegungen während eines Schlafes von denen während eines Tagesablaufes zu unterscheiden.

[0026] In dieser Ausführungsform ist der Beschleunigungsmuster-Klassifizierer ausgangsseitig mit der Schlaf-Detektoreinheit und eingangsseitig mit dem Beschleunigungsaufnehmer verbunden und ausgebildet, ein Beschleunigungs-Zeitsignal auszuwerten und vorbestimmte Beschleunigungsmuster in dem Beschleunigungs-Zeitsignal zu erkennen, diese zu klassifizieren und ein ein Beschleunigungsmuster repräsentierendes Beschleunigungsmuster-Signal zu erzeugen und dieses ausgangsseitig auszugeben.

[0027] Alternativ zu einem Beschleunigungsaufnehmer kann das Medizinische Gerät auch einen Geschwindigkeitsaufnehmer aufweisen.

[0028] Die zur Klassifizierung vorgesehenen Beschleunigungsmuster können Zeitsignale oder Leistungsspektren sein, im Falle der Leistungsspektren weist der Beschleunigungsmuster-Klassifizierer eingangsseitig einen FFT-Analysator (FFT: Fast-Fourier-Transformation) auf, welcher ausgebildet ist, aus einem Beschleunigungs-Zeitsignal kontinuierlich Beschleunigungsmuster-Leistungsspektren zu erzeugen und diese an den Beschleunigungsmuster-Klassifizierer zu senden. Die Abspeicherung von Leistungsspektren zum Klassifizierungsvergleich ist im Vergleich zur Abspeicherung von Zeitsignalen vorteilhaft besonders sparsam im Speicherplatzverbrauch.

[0029] In einer bevorzugten Ausführungsform weist das implantierbare medizinische Gerät eine Tageszeit-Uhr auf, welche mit der Schlaf-Detektoreinheit verbunden ist.

[0030] Weiter bevorzugt weist das implantierbare medizinische Gerät zusätzlich zur Tageszeit-Uhr mindestens einem Aktivitäts-Sensor auf, um die Genauigkeit der Erkennung zu steigern, ob ein Schlaf begonnen hat oder endet und ob eine Stimulationstherapie gestartet oder beendet werden sollte.

[0031] Um den Stimulationsalgorithmus der vorliegenden Erfindung zu aktivieren, das bedeutet, das Stimulationsprotokoll auf "An" zu schalten, erfordert der Algorithmus, dass die Tageszeit-Uhr anzeigen muss, dass die Zeit in einem vorbestimmten Zeitintervall zum Schlafen liegt und dass mindestens ein Aktivitätssensor das Fehlen einer Bewegung des Patienten anzeigt.

[0032] Ein ersichtliches Anliegen ist die Fähigkeit des Patienten, beim Einschalten des Stimulationsprotokolls einzuschlafen, welches auftreten kann, wenn das Protokoll durch die oben genannten Bedingungen aktiviert ist. Das Stimulationsprotokoll bedeutet in diesem Fall ein Ansteigen der Herzrate. In diesem Fall können viele Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung eine Zunahme der Stimulationsrate mit einer ansteigenden Flanke über eine Periode von 10 bis 30 Minuten vorsehen. In einem bevorzugten Ausführungsbeispiel kann eine Gesamtzunahme der Stimulationsrate von 10 Schlägen pro Minute durch einen Anstieg der Stimulationsrate von einem Schlag pro Minute über 10 Minuten ausgebildet sein.

[0033] Der Schlafalgorithmus der vorliegenden Erfindung kann das Stimulationsprotokoll zu "Aus" setzen, wenn das vorbestimmte Zeitintervall erreicht ist und eine Bewegung von mindestens einem Aktivitätssensor erkannt ist. Ebenso wie ein bevorzugter Schlafalgorithmus die Stimulationsrate gemäß eine Rampenfunktion beim Anschalten des Stimulationsprotokolls steigern kann, kann der bevorzugte Schlafalgorithmus die Stimulationsrate auch auf eine ähnliche absolute Rate absenken. Wenn zum Beispiel die Stimulationsrate beim Einschalten um einen Schlag pro Minute zunimmt, sollte die Abnahme auch einen Schlag pro Minute beim Beenden betragen.

[0034] Wenn mehr als nur ein Aktivitätssensor vorhanden ist, sind eine Vielzahl von Algorithmen zur Erkennung vorgesehen, ob ein "KEINE-BEWEGUNG-Status" erreicht ist. Andernfalls ist eine positive Erkennung des "KEINE-BEWEGUNG-Status" einer der vorgenannten Abfühlmittel ausreichend. In einem weiter bevorzugten dritten Algorithmus

kann den verschiedenen Abfühlmitteln jeweils ein Gewichtungsfaktor und das Vorherrschen von "KEINE-BEWEGUNG" gewichteten Signalen zugewiesen werden, was ausreichend sein kann.

[0035] Bei jedem der Schlafalgorithmen der vorliegenden Erfindung ist die Möglichkeit, das Ansteigen/Abfallen der Stimulationsrate und die vorbestimmte Schlafzeitperiode extrakorporal zu programmieren, als wesentlich erachtet.

[0036] In einigen Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung liest der Algorithmus auch das Atemmuster des Patienten über die Signalf orm der Minutenventilation oder die Closed-Loop-Stimulation (CLS) Signalf orm, um eine Schlaf-Apnoe zu erkennen. In dieser Ausführungsform kann eine Stimulation nur über die Erkennung einer Schlaf-Apnoe auf "An" geschaltet werden.

[0037] In einigen weiteren Ausführungsformen ist ein einfacher Positionsdetektor ausgebildet, wobei in diesem Fall der Status des Positionsdetektors in einem Teil des Schlafalgorithmus verwendet werden kann, um zu erkennen, ob ein Schlaf begonnen hat.

[0038] Ein implantierbares Monitoring-System der vorliegenden Erfindung überwältigt alle Grenzen bisher bekannter Systeme. Das System kann die Atmung überwachen und Atmungsinformationen mit anderen diagnostischen Daten zu einem Remote-Monitoring-Center senden. In dieser Weise ist ein Arzt in der Lage, den Patienten zu überwachen, ohne den Patienten kontinuierlich zu beobachten. Der Atmungsmonitor kann in ein therapeutisches Gerät integriert sein, welches ein implantierbarer Schrittmacher oder ein Defibrillator (ICD, ICD: Implantable Cardioverter/Defibrillator) ist, oder es kann als Stand-Alone diagnostisches Gerät arbeiten.

[0039] Die Atmung wird über die intrathorakale Impedanz gemessen.

[0040] Eine Überwachung kann mit verschiedenen therapeutischen Mitteln kombiniert sein. Beispielsweise kann eine Schlaf-Apnoe-Therapie in eine Resynchronisations-Therapie unter Verwendung eines Herzschrittmachers oder Defibrillators (ICD) für Patienten mit Herzinsuffizienz eingebunden sein.

[0041] Der implantierbare Atmungsmonitor umfasst Mittel zur Messung der Impedanz, ein Mittel für eine Long-Distance-Telemetrie (LDT), Mittel zum Speichern von Daten, Mittel zum Messen eines Herzaktionssignales und eine zentrale Steuereinheit. Viele der Monitore können auch ein Elektrotherapeutisches Modul umfassen, wie einen Herzschrittmacher, einen Defibrillator (ICD) oder beides.

[0042] In einer Ausführungsform können die Mittel zur Messung der Impedanz einen unter-reizschwelligem elektrischen Strom zwischen zwei Elektroden, welche von den zur Verfügung stehenden Leitungen ausgewählt sind, injizieren. Der Strom kann aus biphasigen Pulsen mit konstanter Amplitude bestehen. Zur Messung einer Spannung kann ein Elektrodenpaar verwendet werden.

[0043] Die gemessene Spannung ist in diesem Fall proportional zur Impedanz des Gewebes in der Messregion. In einigen Ausführungsformen sind die Strom und Spannungselektroden dieselben Elektroden. Vor einer Analog-Digital-Wandlung wird die Spannung verstärkt und gefiltert. Eine Bandpassfilter ist hierfür bevorzugt. Der Filter kann so ausgewählt sein, dass das Atmungssignal passiert, aber höhere und niedrigere Frequenzkomponenten abgeschwächt sind.

[0044] Das Medizinische Gerät weist bevorzugt einen Sauerstoffsensor auf, welcher mit der Apnoe-Detektoreinheit verbunden und ausgebildet ist, eine Sauerstoffkonzentration in Blut zu bestimmen und ein die Blut-Sauerstoffkonzentration repräsentierendes Blut-Sauerstoffsignal zu erzeugen. Die Sauerstoffkonzentration in Blut dient somit als Eingangsgröße für die Apnoe-Detektoreinheit.

[0045] In einer Ausführungsform weist das implantierbare medizinische Gerät eine Atemminutenvolumen-Erfassungseinheit auf, welche mit der Apnoe-Detektoreinheit verbunden ist. Bevorzugt enthält die Atemminutenvolumen-Erfassungseinheit Mittel zur Bestimmung der thorakalen Impedanz.

[0046] Um eine Atmung zu erkennen, muss die thorakale Impedanz ermittelt werden. Die Impedanz des Thorax verändert sich während der Atmungszyklen, weil die elektrische Leitfähigkeit der Lungen sich entsprechend einem unterschiedlichen Luftgehalt verändert. Die thorakale Impedanz ändert sich auch entsprechend geometrischen Unterschieden.

[0047] Eine bevorzugte Ausführung für einen Detektor der thorakalen Impedanz ist eine Tripolare-Messkonfiguration nutzt das Gehäuse oder die Dose des Implantats als gemeinsame Elektrode für Strom und Spannung. Zwischen der Dose und einer Ringelektrode der rechten ventrikulären Leitung oder der linken ventrikulären Leitung wird ein Strom injiziert. Die resultierende Spannung wird zwischen der Elektrodenspitze und der Dose gemessen, so dass gewissermaßen die Impedanz des thorakalen Gewebes gemessen wird. Auch eine Leitung zur Stimulation des linken Ventrikels, entweder eine Koronar-Sinus-Leitung oder Epikard-Leitungen können mit der entsprechenden tripolaren Konfiguration verwendet werden. In diesem Fall ist der linke Teil der Lunge in der Messregion enthalten. In einigen Ausführungsformen kann auch eine Defibrillatorleitung (ICD-Leitung), eingeschlossen der Erregungsspule, für Impedanzmessungen zum Einsatz kommen.

[0048] In einer Ausführungsform weist das Medizinische Gerät eine Herzschlagvolumen-Erfassungseinheit auf, welche mit der Schlaf-Detektoreinheit und/oder der Therapieeinheit verbunden und ausgebildet ist, ein Herzschlagvolumen zu bestimmen und ein das Herzschlagvolumen repräsentierendes Herzschlagvolumensignal zu erzeugen. Das Herzschlagvolumen kann somit als Eingangsgröße zur Schlaferkennung oder als Ist-Zustandsgröße für die Therapie-

einheit zur Regelung des Herzschlagvolumens dienen.

[0049] In einer bevorzugten Ausführungsform umfasst der Positionssensor wenigstens zwei Schaltkontakte und mindestens eine elektrisch leitfähige Kugel welche derart angeordnet ist, in Abhängigkeit von der Neigung des Positionssensors die Schaltkontakte elektrisch leitend zu verbinden oder zu trennen. Die elektrisch leitfähigen Kugeln sind bevorzugt Metallkugeln.

[0050] Alternativ dazu kann ein Positionssensor anstatt der Metallkugeln auch Kohlekugeln enthalten. Bevorzugt enthalten die Kohlekugeln komprimierten Aktivkohlestaub, weiter bevorzugt zusätzlich ein Bindemittel. Der Vorteil des Einsatzes der Aktivkohlekugeln besteht darin, dass die Zahl der am Kurzschluss beteiligten Kohlekugeln vom Positionswinkel des Positionssensors gegenüber der horizontalen abhängt. Dadurch ergibt sich in Abhängigkeit von der Winkellage ein unterschiedlicher elektrischer Widerstand zwischen den Kontakten des Positionssensors. Alternativ kann zur Erzielung der gleichen Wirkung wie die der Kohlekugeln auch ein Kugelmateriale mit einem vorbestimmten ohmschen Widerstand zum Einsatz kommen. Bevorzugt sind solche Kugeln Kunststoffkugeln oder Glaskugeln, welche mit einer dünnen Metallschicht bedampft sind. Die Leitfähigkeit der Metallschicht ist über die Schichtdicke und die textuellen Eigenschaften einstellbar.

[0051] Der Positionssensor kann auch eine Hallsonde sein, welche ausgebildet ist, in Abhängigkeit von ihrer Ausrichtung im Erdmagnetfeld eine Hallspannung zu erzeugen.

[0052] Alternativ zu dieser Ausführungsform des Positionssensors kann ein Positionssensor im Sinne der Erfindung auch ein aus dem Stand der Technik bekannter Quecksilberschalter sein.

[0053] Das Fernbeobachtungssystem, welches mit der vorliegenden Erfindung zum Einsatz kommen kann, ist aus dem Stand der Technik bekannt. Das Implantat kann diagnostische Daten über die Long-Distance-Telemetrie-Mittel (LDTM) zu einem Gerät außerhalb des Patienten senden, typischerweise ein Gerät, welches seitlich eines Patientenbettes positioniert ist. Von dort werden die Daten zu einem zentralen Service-Center gesendet, wo ein Arzt auf die Daten zugreifen kann.

[0054] Das Atmungssignal eines Patienten stellt viele Parameter bereit, welche für diagnostische Zwecke extrahiert werden können. Diese Daten sind in dem Implantat gespeichert und können in einer komprimierten Form gesendet werden. Die gespeicherten Werte können auch mit einem externen Gerät vom Arzt abgefragt werden. Das externe Gerät kann die empfangenen Daten auf einem Display in Form von Zahlen, Trends, Histogrammen oder vergleichbaren Anzeigen. Für eine Fernüberwachung werden die Daten in Langzeit-Mittelwerte, Zahlenwerte usw. komprimiert, welche beispielsweise alle 24h zu einem Service-Center oder einer Normal-Basis gesendet werden. Zusätzlich kann das Gerät derart ausgestattet sein, dass es dem Patienten erlaubt ist, eine Sendung zu veranlassen. Das erfindungsgemäße Gerät kann auch mit Schwellwertschaltern ausgestattet sein, basierend auf verschiedenen möglichen Alarmkriterien.

[0055] Verschiedene diagnostische Parameter können aus dem Atmungssignal extrahiert und als Apnoe-Statistikinformation abgespeichert werden. Das können die folgenden Parameter sein, ohne auf diese beschränkt zu sein:

[0056] Atmungsfrequenz; Atemminutenvolumen (relativ zu einem Referenzwert); Zählwert der Atempausen (oder der Apnoe-Ereignisse); Dauer der Atempausen; Zähler der Hyperventilationsphasen; Dauer der Hyperventilationsphasen; Klassifizierung der Atemphasen (normal, obstruktive Apnoe, Central-Apnoe, Hyperventilation, Cheyne-Stokes-Atmung). Eine Überwachung von Lungenödemem ist auch denkbar.

[0057] Von dem Implantat erfasste Herzaktionssignale können auch mit den Atemsignalen korreliert werden. Das ist insbesondere wichtig für die Überwachung der zentralen Schlaf-Apnoe und für Patienten mit Herzinsuffizienz, welche an Schlaf-Apnoe leiden. Einige der Herzsignalen können die Herzrate, Ereigniszähler usw. enthalten, sind aber nicht auf diese beschränkt. Veränderungen der Herzrate können sich als besonders nützlich erweisen in Verbindung mit Atmungsdaten, seit bekannt ist, dass die obstruktive Schlaf-Apnoe häufig von alternierenden Phasen der Bradykardie und der Tachykardie begleitet ist. Die diagnostische Funktionalität des Implantats kann mit therapeutischen Optionen kombiniert sein, beispielsweise einer atrialen Überstimulation. Der Atmungssensor kann eine Schrittsteuerungstherapie auslösen, wenn eine Apnoe detektiert wurde.

[0058] Das Gerät kann auch als Therapiemonitor zum Einsatz kommen. Ein Langzeiterfolg oder kurzfristiger Erfolg der Schrittmachertherapie kann überwacht werden. Zusätzlich kann eine medikamentöse Therapie entsprechend einer Atemfehlfunktion in Verbindung mit dem Implantat zum Einsatz kommen.

[0059] Die Erfindung soll nun anhand von Figuren näher erläutert werden:

Figur 1 zeigt - schematisch - eine Ausführungsform des implantierbaren medizinischen Gerätes, das Zusammenwirken seiner Merkmale und seine Wirkung mit Geräten in seiner Umgebung.

Figur 2 zeigt -schematisch - Elemente der Schlaf-Detektoreinheit und der Apnoe-Detektoreinheit zusammen mit Sensoren in einem Signalverlaufdiagramm.

Die Figuren 3, 4 und 5 zeigen Ausführungsbeispiele für Positionssensoren.

[0060] Figur 1 zeigt ein implantierbares medizinisches Gerät 101 mit einer zentralen Steuereinheit 110, einer Schlaf-Detektoreinheit 112, einer Apnoe-Detektoreinheit 114, einer Schrittmacher-Einheit 118 und einem Impedanzsensor 120. Das implantierbare medizinische Gerät 101 weist auch einen Stimulationselektrodenausgang 131 auf, welcher über eine Verbindungsleitung 164 mit der Schrittmachereinheit 118 verbunden ist. Dargestellt ist auch ein Herz 132, eine Elektrodenleitung 130, welche in den rechten Vorhof des Herzens 132 mündet und an deren distalem Endbereich eine Ringelektrode 134 und eine Spitzenelektrode 136 angebracht ist.

[0061] Der Impedanzsensor 120 ist ausgebildet, zur Erfassung einer intrathorakalen Impedanz einen Strom zwischen dem Gehäuse des implantierbaren medizinischen Gerätes 101 und der Ringelektrode 134 fließen zu lassen und eine daraus resultierende Spannung zwischen dem Gehäuse und der Spitzenelektrode 136 zu erfassen. Dazu ist der Impedanzsensor 120 über eine Gehäuseleitung 169 mit dem Gehäuse des implantierbaren medizinischen Gerätes 101 verbunden und über eine Verbindungsleitung 168 mit der Schrittmacher-Einheit 118 verbunden, wobei die Schrittmacher-Einheit 118 ausgebildet ist, während einer Stimulationspause eine elektrische Verbindung zwischen dem Impedanzsensor 120 und der Ringelektrode 134 und der Spitzenelektrode 136 herzustellen, wenn die Elektrodenleitung 130 am Stimulationsausgang 131 des implantierbaren medizinischen Gerätes 101 angeschlossen ist.

[0062] Die Apnoe-Detektoreinheit 114 ist über eine Verbindungsleitung 170 mit dem Impedanzsensor 120 verbunden und ausgebildet, den Zeitverlauf eines von dem Impedanzsensor 120 erfassten intrathorakalen Impedanzsignals auszuwerten und daraus ein Atmungssignal zu erzeugen, dieses Atmungssignal nach seinem Zeitverlauf auszuwerten und ein entsprechendes - beispielsweise Atempauseninformation enthaltendes - Auswertungsergebnis zu erzeugen.

[0063] Als Ausgangssignal kann die Apnoe-Detektoreinheit 114 ein Apnoe-Detektorsignal erzeugen, welches das Auswertungsergebnis beispielsweise in Form einer Apnoe-Statusinformation und einer Apnoe-Therapieinformation repräsentiert und dieses an die zentrale Steuereinheit 110 senden. Dazu ist die Apnoe-Detektoreinheit 114 ausgangsseitig über eine Verbindungsleitung 172 mit der zentralen Steuereinheit 110 verbunden. Die Apnoe-Detektoreinheit 114 ist auch zur Übersendung von Apnoe-Statistikinformationen über eine Verbindungsleitung 171 mit der zentralen Steuereinheit 110 verbunden und dazu ausgebildet, ein statistisches Auswertungsergebnis des Atemsignals zu erzeugen und ein das Auswertungsergebnis repräsentierendes Apnoe-Statistiksignal über die Verbindungsleitung 171 an die zentrale Steuereinheit 110 zu senden.

[0064] Das Apnoe-Statistiksignal kann die folgenden Parameter enthalten:

Atmungsfrequenz:	Trend, Histogramm, minimum, maximum, Mittelwert, Atmungsamplitude;
Atem-Minutenventilation:	Trend, Histogramm, minimum, maximum, Mittelwert;
Apnea Ereignisse:	Absolute Anzahl, Anzahl pro Nacht;
Dauer der Apnea Ereignisse:	Trend, Histogramm, minimum, maximum, Mittelwert, Totale während einer Nacht;
Anzahl der Hyperventilationsphasen:	Absolute Anzahl, Anzahl pro Nacht;
Klassifizierung der Atemphasen:	normale Atmung, obstruktive Apnea, Zentrale Apnea, Hyperventilation, Cheyne-Stokes Atmung.

[0065] Die zentrale Steuereinheit 110 ist beispielsweise als programmierbarer Mikroprozessor ausgebildet und kann ein in dieser implementiertes Steuerprogramm ausführen.

[0066] Die Schlaf-Detektoreinheit 112 ist ausgebildet, in Abhängigkeit von eingangsseitig über die Verbindungsleitungen 151, 158, 160, 162, und 176 Signale zu empfangen, diese auszuwerten, ein dem Auswertungsergebnis entsprechendes Schlaf-Signal zu erzeugen und dieses ausgangsseitig über die Verbindungsleitung 152 an die zentrale Steuereinheit 110 zu senden.

[0067] Die Schlaf-Detektoreinheit 112 ist eingangsseitig über eine Herzraten-Verbindungsleitung 158 mit der Schrittmacher-Einheit 118 verbunden, welche ausgangsseitig ein einer erfassten Herzrate entsprechendes Herzratensignal erzeugt und dieses über die Verbindungsleitung 158 an die Schlaf-Detektoreinheit 112 senden kann.

[0068] Die Schlaf-Detektoreinheit 112 ist eingangsseitig über eine Verbindungsleitung 160 mit einem Positionssensor 115 verbunden, welcher ausgebildet ist, in Abhängigkeit von seiner Winkellage im Verhältnis zur Horizontalen seinen elektrischen Widerstand zu ändern. Die Schlaf-Detektoreinheit 112 ist ausgebildet, die Winkellage des Positionssensor 115 abzufragen und dazu über die Verbindungsleitung 160 eine elektrische Spannung an den Positionssensor 115 anzulegen und einen resultierenden elektrischen Strom zu erfassen.

[0069] Die Schlaf-Detektoreinheit 112 ist eingangsseitig über eine Verbindungsleitung 162 mit einem Beschleunigungsmuster-Klassifizierer 114 verbunden, welcher mit einem triaxialen Beschleunigungssensor 113 verbunden ist.

Der Beschleunigungsmuster-Klassifizierer 114 ist ausgebildet, ein Zeitsignal des triaxialen Beschleunigungssensors 113 auszuwerten und zwischen verschiedenen Beschleunigungsmustern, welche Bewegungsmustern eines Trägers des implantierbaren medizinischen Gerätes 101 entsprechen, zu unterscheiden. Dazu ist der Beschleunigungsmuster-Klassifizierer 114 über eine Verbindungsleitung mit einer Beschleunigungsmuster-Speichereinheit 117 verbunden und ausgebildet, aus dieser dort abgespeicherte Beschleunigungsmuster auszulesen und mit den über den triaxialen Beschleunigungssensor 113 erfassten Beschleunigungsmustern zu vergleichen und die erfassten Beschleunigungsmuster zu klassifizieren. Der Beschleunigungsmuster-Klassifizierer 114 kann ein Beschleunigungsmuster repräsentierendes Beschleunigungsmuster-Signal erzeugen und dieses über die Verbindungsleitung 162 an die Schlaf-Detektoreinheit 112 senden.

[0070] Der Beschleunigungsmuster-Klassifizierer 114 kann einen FFT-Analysator aufweisen, welcher ausgebildet ist, aus dem Zeitsignal des triaxialen Beschleunigungssensors 113 kontinuierlich eine Folge von Beschleunigungsmuster-Leistungsspektren zu erzeugen. Die Klassifizierung erfolgt dann anhand der Beschleunigungsmuster-Leistungsspektren und in der Beschleunigungsmuster-Speichereinheit 117 sind vorbestimmte Beschleunigungsmuster-Leistungsspektren abgelegt.

[0071] Alternativ zu dieser Ausführungsform kann die Beschleunigungsmuster-Klassifikation auch anhand von Zeitsignalen erfolgen, was allerdings im Vergleich zu den Beschleunigungsmuster-Leistungsspektren deutlich mehr Speicherplatz erfordert.

[0072] Die Schlaf-Detektoreinheit ist über eine Verbindungsleitung 176 mit einer Tageszeit-Uhr 122 verbunden, welche ausgebildet ist, ein einer Uhrzeit entsprechendes Tageszeit-Signal zu erzeugen und dieses ausgangsseitig über die Verbindungsleitung 176 an die Schlaf-Detektoreinheit zu senden. Die Tageszeit-Uhr ist über eine Verbindungsleitung 174 mit einem Welt-Zeitzone-Detektor verbunden, welcher einen Satellitenempfänger, beispielsweise eine GPS-Empfänger aufweist.

[0073] Der Satellitenempfänger ist ausgebildet, ein von Satelliten 128 ausgesendetes Satellitensignal 129 zu empfangen, dieses auszuwerten und daraus eine Erdposition zu errechnen, beispielsweise in Form von Koordinaten. Der Welt-Zeitzone-Detektor ist ausgebildet, beispielsweise mit einer Look-up-Tabelle eine ermittelte Erdposition einer Welt-Zeitzone zuzuordnen und ein Welt-Zeitzone-Signal zu erzeugen und dieses ausgangsseitig über die Verbindungsleitung 174 an die Tageszeit-Uhr 122 zu senden.

[0074] Die zentrale Steuereinheit 110 ist über eine Verbindungsleitung 154 mit der Therapieeinheit 116 verbunden und kann je nach Erfordernis einer Therapie, gesteuert durch das Steuerprogramm in Abhängigkeit von dem über die Verbindungsleitung 172 empfangenen Apnoe-Detektorsignal und dem über die Verbindungsleitung 152 empfangenen Schlaf-Signal ein eine Therapieinformation enthaltendes Therapiesignal erzeugen und dieses Therapiesignal über die Verbindungsleitung 154 an die Therapieeinheit 116 senden. Die Therapieeinheit 116 ist über eine Verbindungsleitung 156 mit der Schrittmacher-Einheit 118 verbunden und ausgebildet, je nach von der zentralen Steuereinheit über die Verbindungsleitung 154 angeforderter Therapie aufgrund des Therapiesignals ein Herzraten-Anforderungssignal zu erzeugen und dieses über die Verbindungsleitung 156 an die Schrittmacher-Einheit 118 zu senden, welche daraufhin die Schrittrate entsprechend einstellen kann.

[0075] Die zentrale Steuereinheit 110 ist zur Speicherung von beispielsweise über die Verbindungsleitung 171 empfangenen Apnoe-Statistikinformationen über eine Verbindungsleitung 178 mit einer Speichereinheit 124 verbunden.

[0076] Die zentrale Steuereinheit 110 ist über einen bidirektionalen Datenbus 150 mit einer Telemetrieinheit zur drahtlosen Datenübertragung (Long-Distance-Telemetrie-System) 128 verbunden. Beispielsweise ist die Telemetrieinheit 128 eine Bluetooth-Telemetrieinheit.

[0077] Die zentrale Steuereinheit 110 kann somit Apnoe-Statistikinformation sowie von der Schrittmacher-Einheit 118 erfasste Herzsignalinformation 182 über die Telemetrieinheit 128 schnurlos an ein mobiles Patienten-Applikationsgerät 137 senden. Über die Telemetrieinheit 128 kann ein Steuerprogramm empfangen und über den bidirektionalen Datenbus 150 an die zentrale Steuereinheit 110 gesendet und dort abgelegt werden, die zentrale Steuereinheit 110 und die Telemetrieinheit 128 können dazu entsprechend ausgebildet sein.

[0078] Das mobile Patienten-Applikationsgerät 137 kann beispielsweise in der Nähe eines Patientenbettes aufgestellt sein. Das mobile Patienten-Applikationsgerät 137 ist zur Datenübertragung patientenbezogener Daten über eine Netzwerkverbindungsleitung 180 mit einem zentralen Servicecenter 138 verbunden. Von dort kann ein Arzt beispielsweise Patienteninformationen abrufen und überwachen. Alternativ zur Netzwerkverbindungsleitung 180 kann das mobile Patientenapplikationsgerät 137 und das zentrale Servicecenter 138 eine schnurlose Schnittstelle aufweisen, beispielsweise eine Bluetooth-Schnittstelle, und über diese Bluetooth-Schnittstelle schnurlos patientenbezogene Daten übertragen.

[0079] Figur 2 zeigt - schematisch dargestellt - das Zusammenwirken eines Schlaf-Gewichtungs-Diskriminators 210, welcher in der Schlaf-Detektoreinheit 112 enthalten sein kann, mit einem Apnoe-Gewichtungs-Diskriminator 212, welcher in einer Apnoe-Detektoreinheit 114 enthalten sein kann.

[0080] Der Schlaf-Gewichtungs-Diskriminator 210 weist Signaleingänge auf, an welche über Verbindungsleitungen 270, 272, 274, 276 und 278 Sensoren beziehungsweise im weiteren Sinne Signalerzeuger angeschlossen sind. Der

Schlaf-Gewichtungs-Diskriminator 210 ist ausgebildet, gemäß einer vorbestimmten Gewichtungsfunktion die an den Signaleingängen anliegenden Signale zu bewerten und ein das Bewertungsergebnis repräsentierendes Schlafsignal zu erzeugen und dieses ausgangsseitig über eine Verbindungsleitung 256 an einen Therapie-Diskriminator 214 zu senden.

5 **[0081]** Der Apnoe-Gewichtungs-Diskriminator 212 weist auch Signaleingänge auf, welche über Verbindungsleitungen 260, 262, 264 und 268 mit Signalerzeugern verbunden sind. Der Apnoe-Gewichtungs-Diskriminator 212 bewertet die an den Signaleingängen anliegenden Signale gemäß einer vorbestimmten Gewichtungsfunktion und erzeugt ein Apnoe-Signal und sendet dies ausgangsseitig über eine angeschlossene Verbindungsleitung 254 an den Therapie-Diskriminator 214.

10 **[0082]** Der Schlaf-Gewichtungs-Diskriminator 210 ist über eine Verbindungsleitung 270 mit einem Herzratensensor 234 verbunden, welcher in der Schrittmacher-Einheit 118 enthalten sein kann. Über die Verbindungsleitung 270 kann somit eine Ist-Zustands-Herzrate von dem Herzratensensor 234 ausgesendet und von dem Schlaf-Gewichtungs-Diskriminator 210 empfangen werden. Der Schlaf-Gewichtungs-Diskriminator 210 ist über eine Verbindungsleitung 272 eingangsseitig mit einem Impedanzsensor 216 verbunden. Der Impedanzsensor 216 ist über eine Verbindungsleitung 241 mit einer Ringelektrode 240 und über eine Verbindungsleitung 239 mit einer Spitzenelektrode 238 verbunden, welche im Bereich des distalen Endes 242 einer Elektrodenleitung angeordnet sind.

15 **[0083]** Der Impedanzsensor 216 ist auch über eine Verbindungsleitung 237 mit einem Gehäuse 236 des implantierbaren medizinischen Gerätes 101 verbunden und ausgebildet, ausgangsseitig über die Verbindungsleitungen 237 und 241 einen Strom fließen zu lassen und eingangsseitig über die Verbindungsleitung 239 und die Verbindungsleitung 237 eine resultierende Spannung zu erfassen und aus der erfassten Spannung und dem Strom eine Impedanz zu bilden. Der Impedanzsensor 216 ist ausgebildet, aus dieser erfassten Impedanz eine intrakardiale Impedanz zu errechnen und ein die intrakardiale Impedanz repräsentierendes Ausgangssignal über die Verbindungsleitung 272 an den Schlaf-Gewichtungs-Diskriminator 210 zu senden.

20 **[0084]** Ein bereits in Figur 1 erläutertes Beschleunigungsmuster-Klassifizierer 114 ist über eine Verbindungsleitung 252 mit einem triaxialen Beschleunigungsaufnehmer 113 verbunden und ausgebildet, ausgangsseitig ein das Klassifizierungsergebnis repräsentierendes Signal über die Verbindungsleitung 274 an den Schlaf-Gewichtungs-Diskriminator 210 zu senden.

25 **[0085]** Der Schlaf-Gewichtungs-Diskriminator 210 ist auch über eine Verbindungsleitung 276 eingangsseitig mit einem - wie in Figur 1 bereits erläuterten - Positionssensor 115 verbunden.

30 **[0086]** Eine Tageszeit-Uhr 122 ist mit einem Welt-Zeitzone-Detektor 126 eingangsseitig verbunden und ist ausgebildet, ein entsprechend einen Welt-Aufenthaltsort korrigiertes Uhrzeitsignal ausgangsseitig über eine Verbindungsleitung 278 an den Schlaf-Gewichtungs-Diskriminator 210 zu senden.

35 **[0087]** Der Apnoe-Gewichtungs-Diskriminator ist über eine Verbindungsleitung 260 eingangsseitig mit einem Blut-Sauerstoffsensoren 222 verbunden, über eine Verbindungsleitung 262 eingangsseitig mit einer Atemminutenvolumen-Erfassungseinheit 220 verbunden und über eine Verbindungsleitung 264 eingangsseitig mit einer Impedanz-Auswerteeinheit 218 verbunden.

40 **[0088]** Die Impedanz-Auswerteeinheit 218 ist über eine Verbindungsleitung 250 mit dem Impedanzsensor 216 verbunden und ausgebildet, ein eine Atmungsaktivität charakterisierendes Impedanz-Zeitsignal des Impedanzsensors 216 auszuwerten und ein die Anzahl und Dauer von Atempausen charakterisierendes Atemsignal zu erzeugen und dieses ausgangsseitig über die Verbindungsleitung 264 an den Apnoe-Gewichtungs-Diskriminator 212 zu senden.

Der Apnoe-Gewichtungs-Diskriminator 212 ist über eine Verbindungsleitung 268 eingangsseitig mit dem Herzratensensor 234 verbunden und kann somit ein von diesem erzeugtes Herzratensignal als Eingangsgröße empfangen.

45 **[0089]** Der Apnoe-Gewichtungs-Diskriminator ist ausgebildet, anhand einer vorbestimmten Apnoe-Gewichtungsfunktion ein Apnoe-Signal zu erzeugen und dies ausgangsseitig über die Verbindungsleitung 254 an den Therapie-Diskriminator 214 zu senden.

[0090] Der Therapie-Diskriminator bewertet anhand einer Therapie-Gewichtungsfunktion das eingangsseitig zur Verfügung stehende Apnoe-Signal und das eingangsseitig zur Verfügung stehende Schlaf-Signal und ordnet dem Bewertungsergebnis ein Therapieergebnis zu, welches von dem Therapiediskriminator ausgangsseitig über die Verbindungsleitung 258 an einem Diskriminator-Ausgang 213 ausgegeben werden kann. An den Diskriminator-Ausgang 213 kann die in Figur 1 gezeigte Therapieeinheit über die Verbindungsleitung 154 angeschlossen sein.

50 **[0091]** Wie in Figur 3 schematisch gezeigt, kann der Positionssensor 10 der vorliegenden Erfindung ein hexagonal geformtes Objekt mit einer Vielzahl von Metallkugeln 12 sein, welche in einem inneren Hohlraum 14 enthalten sind. Wenn der Patient liegt, ist der Positionssensor 10 derart positioniert, dass die Metallkugeln 12 eine elektrische Verbindung zwischen den unteren Seitenwänden 16 und 18 herstellen, so dass die elektrische Verbindung als Kurzschluss detektiert ist. Wenn der Patient steht, berühren die Kugeln 12 nur eine der unteren Seitenwände 16 oder 18, was als offener Schaltkreis erkannt ist. In einer gezeigten Ausführungsform sind dargestellte Kontaktflächen A und B auf einer Platine 20 angebracht. Obwohl die Verbindung der unteren Seitenwände 16 und 18 mit den Kontaktflächen als Drähte dargestellt sind, gibt es andere bekannte Möglichkeiten, um diese Verbindung herzustellen. Die Seitenwände können

auch mit einer Kontaktfläche versehen sein, welche bis unter die Sockelfläche des Sensors ausgeführt ist, so dass eine einfache, verbindungsdrahtfreie Verlötung des Sensors in einem Lötwellenbad ermöglicht wird. Es ist zu erwarten, dass der Positionssensor in der Größe eines 0806-Kondensators oder eines 0603-Kondensators ausgeführt ist. Ein primärer Vorteil des Positionssensors ist, dass er keine Energie verbraucht.

5 **[0092]** Figur 4 zeigt ein weiteres Ausführungsbeispiel für einen Positionssensor 30. Der Positionssensor 30 umfasst elektrisch leitfähige Kugeln 38, welche sich in einer Kavität 40 befinden. Die Kavität 40 wird durch elektrisch leitfähige Seitenwände 42 und 44 und durch eine Deckelfläche 46 gebildet. Anders als bei dem in Figur 3 dargestellten Positionssensor sind die Kontaktflächen 42 und 44 auch auf einem Abschnitt der zur Montage auf einer Platine vorgesehenen Bodenfläche ausgeführt. Dargestellt sind auch Kontaktflächen von Leiterbahnen 32 und 33, auf welchen jeweils eine
10 der Kontaktflächen 42 und 44 mit Lötzinn 36 verlötet sind.

[0093] Figur 5 zeigt ein Ausführungsbeispiel eines zylindrisch geformten Positionssensors 50 mit einem Hohlraum 51, welcher von einer zylindrischen Wand 56 umschlossen ist. Die Zylinderwand 56 weist zwei längsaxial voneinander beabstandete elektrisch leitfähige Ringkontakte 54 und 52 auf. Der Hohlraum 51 ist zum Teil mit elektrisch leitfähigen Kugeln 58 angefüllt. Befindet sich der zylinderförmige Positionssensor 50 längsaxial in horizontaler Ausrichtung, so
15 sind die elektrisch leitfähigen Ringkontakte 52 und 54 durch die elektrisch leitfähigen Kugeln 58 elektrisch miteinander verbunden. Je nach Füllstand des Hohlraums 51 mit elektrisch leitfähigen Kugeln 58 lässt sich ein Winkel zur Horizontalen einstellen, bei welchem die Ringkontakte 52 und 54 noch - oder nicht mehr - miteinander elektrisch verbunden sind.

[0094] Ist ein solcher zylinderförmiger Positionssensor 50 Bestandteil eines implantierbaren medizinischen Gerätes und ist die Längsachse des zylindrischen Positionssensors 50 parallel zur Körperlängsachse eines Trägers des implantierbaren medizinischen Gerätes ausgerichtet, so sind die elektrisch leitfähigen Ringkontakte 52 und 54 stets miteinander elektrisch verbunden, wenn der Träger des implantierbaren medizinischen Gerätes sich in einer horizontalen Position befindet, unabhängig davon, ob der Träger eine Rückenlage, Bauchlage oder Seitenlage einnimmt.

[0095] In einer nicht dargestellten Ausführungsform eines Positionssensors befindet sich eine elektrisch leitfähige Kugel in einem Hohlraum, welcher von einer Hohlkugelwand umschlossen ist. An der Innenseite der Hohlkugelwand befinden sich eine Vielzahl elektrisch leitfähiger Kontakte. Der Kugeldurchmesser der elektrisch leitfähigen Kugel in dem Hohlraum und der Abstand der elektrisch leitfähigen Kontakte auf der Innenseite der Positionssensorwand sind derart bemessen, dass in jeder beliebigen Lage des Positionssensors mindestens zwei der elektrisch leitfähigen Kontakte über die elektrisch leitfähige Kugel miteinander verbunden sind, wenn auf die elektrisch leitfähige Kugel beispielsweise eine Gewichtskraft wirkt.
25
30

Patentansprüche

- 35 1. Medizinisches Gerät (101) zur Implantation in einen Körper, mit einer Stimulationseinheit (118), welche ausgebildet ist, in Abhängigkeit von einem Apnoe-Therapiesignal einen elektrischen Stimulationsimpuls zu erzeugen, einer Schlaf-Detektoreinheit (112) mit mindestens einem Signaleingang welche ausgebildet ist, in Abhängigkeit von mindestens einem Eingangssignal einen Schlafzustand des Körpers zu erkennen und ein Schlaf-Signal zu erzeugen, welches einem Schlaf-Erkennungsergebnis entspricht,
40 einer Apnoe-Detektoreinheit (114), welche ausgebildet ist, in Abhängigkeit von mindestens einem von dem Körper verursachten Körpersignal eine Schlaf-Apnoe zu erkennen und ein Apnoe-Signal zu erzeugen, welches einem Apnoe-Erkennungsergebnis entspricht, einer Therapieeinheit (116), welche mit der Stimulationseinheit (118), der Schlaf-Detektoreinheit (112) und mit der Apnoe-Detektoreinheit (114) mindestens mittelbar verbunden und ausgebildet ist, in Abhängigkeit von dem Apnoe-Signal und dem Schlaf-Signal mindestens ein Apnoe-Therapiesignal zu erzeugen, welches Therapieinformation zur Prävention und/oder Behandlung von Schlaf-Apnoe repräsentiert und dieses an die Stimulationseinheit (118) zu senden,
45 **dadurch gekennzeichnet, dass** das medizinische Gerät einen Positionssensor (10,30,50,115) aufweist, welcher mit dem Signaleingang der Schlaf-Detektoreinheit (112) wirkverbunden und ausgebildet ist, in Abhängigkeit von seiner Neigung um wenigstens eine durch den Positionssensor (10,30,50,115) verlaufende Raumachse im Verhältnis zur Horizontalen wenigstens eine seiner elektrischen Eigenschaften zu ändern.
- 50
- 55 2. Medizinisches Gerät nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Apnoe-Detektoreinheit (114) einen Apnoe-Gewichtungs-Diskriminator (212) mit mindestens einem Eingang für ein Körpersignal enthält wobei der Apnoe-Gewichtungs-Diskriminator (212) ausgebildet ist, gemäß einer vorbestimmten Apnoe-Gewichtungsfunktion das Körpersignal zu bewerten und ein eine Schlaf-Apnoe repräsentierendes Apnoe-Signal zu erzeugen.

EP 1 512 430 A1

3. Medizinisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Schlaf-Detektoreinheit (112) einen Schlaf-Gewichtungs-Diskriminator (210) mit mindestens einem Eingang für ein Eingangssignal enthält, wobei der Schlaf-Gewichtungs-Diskriminator (210) ausgebildet ist, gemäß einer vorbestimmten Schlaf-Gewichtungsfunktion das Eingangssignal zu bewerten und ein einen Schlafzustand repräsentierendes Schlaf-Signal zu erzeugen.
- 5
4. Medizinisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Medizinische Gerät einen Sensor zur Erfassung der intrakardialen Impedanz (216) aufweist, welcher mit dem Schlafdetektor verbunden und ausgebildet ist, anhand der intrakardialen Impedanz ein Ruhen des Körpers zu erkennen und ein den Ruhezustand des Körpers repräsentierendes Ruhezustands-Signal zu erzeugen.
- 10
5. Medizinisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Medizinische Gerät eine Atemminutenvolumen-Erfassungseinheit (220) aufweist, welcher mit der Apnoe-Detektoreinheit (114) verbunden ist.
- 15
6. Medizinisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Medizinische Gerät einen Sauerstoffsensor (222) aufweist, welcher mit der Apnoe-Detektoreinheit (114) verbunden und ausgebildet ist, eine Sauerstoffkonzentration im Blut zu bestimmen und ein die Blut- Sauerstoffkonzentration repräsentierendes Blut-Sauerstoffsignal zu erzeugen.
- 20
7. Medizinisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Medizinische Gerät eine Herzschlagvolumen-Erfassungseinheit aufweist, welche mit der Schlaf-Detektoreinheit und/oder der Therapieeinheit verbunden und ausgebildet ist, ein Herzschlagvolumen zu bestimmen und ein das Herzschlagvolumen repräsentierendes Herzschlagvolumensignal zu erzeugen.
- 25
8. Medizinisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Medizinische Gerät eine Tageszeit-Uhr (122) aufweist, welche mit der Schlaf-Detektoreinheit (112) verbunden und ausgebildet ist, ein Tageszeit-Signal zu erzeugen und dieses an die Schlaf-Detektoreinheit (112) zu senden.
- 30
9. Medizinisches Gerät nach Anspruch 8, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Medizinische Gerät einen Welt-Zeit-zonen-Detektor (126) mit einem Satellitenempfänger aufweist, wobei der Welt-Zeit-zonen-Detektor (126) mit der Tageszeit-Uhr (122) wirkverbunden und ausgebildet ist, Satellitensignale (129) zu empfangen, durch Auswertung der Satellitensignale (129) eine Position auf der Erde zu ermitteln und anhand der Position auf der Erde ein Welt-Zeit-zonensignal zu erzeugen und dieses an die Tageszeit-Uhr (122) zu senden, welche ausgebildet ist, die Tageszeit entsprechend zu korrigieren.
- 35
10. Medizinisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Medizinische Gerät einen triaxialen Beschleunigungsaufnehmer (113) aufweist, bei welchem die Richtungsachsen der erfassbaren Beschleunigungen ein Orthogonalsystem bilden und welcher mit der Schlaf-Detektoreinheit (112) wirkverbunden und ausgebildet ist, ein eine Beschleunigung repräsentierendes Beschleunigungs-Zeitsignal zu erzeugen.
- 40
11. Medizinisches Gerät nach Anspruch 10, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Medizinische Gerät einen Beschleunigungsmuster-Klassifizierer (114) aufweist, welcher ausgangsseitig mit der Schlaf-Detektoreinheit (112) und eingangsseitig mit dem Beschleunigungsaufnehmer (113) verbunden und ausgebildet ist, ein Beschleunigungs-Zeitsignal auszuwerten und vorbestimmte Beschleunigungsmuster in dem Beschleunigungs-Zeitsignal zu erkennen, diese zu klassifizieren und ein ein Beschleunigungsmuster repräsentierendes Beschleunigungsmuster-Signal zu erzeugen und dieses auszugeben.
- 45
12. Medizinisches Gerät nach Anspruch 11, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Beschleunigungsmuster-Klassifizierer (114) eingangsseitig einen FFT-Analysator aufweist, welcher ausgebildet ist, aus einem Beschleunigungs-Zeitsignal kontinuierlich Beschleunigungsmuster-Leistungsspektren zu erzeugen und diese an den Beschleunigungsmuster-Klassifizierer zu senden.
- 50
13. Medizinisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Positionssensor (10,30,50,115) wenigstens zwei Schaltkontakte und mindestens eine elektrisch leitfähige Kugel umfasst, welche derart angeordnet ist, in Abhängigkeit von der Neigung des Positionssensors die Schaltkontakte elektrisch leitend zu verbinden oder zu trennen.
- 55

EP 1 512 430 A1

14. Medizinisches Gerät nach einem der Ansprüche 1 bis 12, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Positionssensor (115) eine Hallsonde ist, welche ausgebildet ist, in Abhängigkeit von ihrer Ausrichtung im Erdmagnetfeld eine Hallspannung zu erzeugen.
- 5 15. Medizinisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Therapieeinheit (116) ausgebildet ist, das Apnoe-Therapiesignal in Form einer Zunahme der Stimulationsrate mit einer ansteigenden Flanke über eine Periode von 10 bis 30 Minuten zu erzeugen.
- 10 16. Medizinisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Therapieeinheit (116) ausgebildet ist, eine Gesamtzunahme der Stimulationsrate von 10 Schlägen pro Minute durch einen Anstieg der Stimulationsrate von einem Schlag pro Minute über 10 Minuten zu erzeugen.
- 15 17. Medizinisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Stimulationseinheit ein Herzschrittmacher oder Defibrillator ist.
18. Medizinisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Stimulationseinheit eine Atemmuskulatur-Stimulationseinheit ist, welche ausgebildet ist, einen elektrischen Stimulationsimpuls zur Stimulation des Zwerchfells oder der Thoraxmuskulatur zu erzeugen.
- 20 19. Home-Monitoring-System mit einem implantierbaren medizinischen Gerät (101) nach einem der Ansprüche 1 bis 18 und einem mobilen Patienten-Applikationsgerät (137), wobei das mobile Patienten-Applikationsgerät (137) über eine Telemetrieinheit (128) schnurlos mit dem implantierbaren medizinischen Gerät (101) verbunden ist.
- 25 20. Patientenüberwachungssystem mit einem implantierbaren medizinischen Gerät (101) nach einem der Ansprüche 1 bis 18 und einem mobilen Patienten-Applikationsgerät (137), welches über eine Telemetrieinheit (128) schnurlos mit dem implantierbaren medizinischen Gerät (101) verbindbar ist und einem Zentralen-Service-Center (138), wobei das Zentrale-Service-Center (138) zur Datenübertragung patientenbezogener Daten über eine Netzwerkverbindungsleitung (180) oder eine schnurlose Verbindungsleitung mit dem mobilen Patienten-Applikationsgerät (137) wenigstens zeitweise verbunden ist.
- 30
- 35
- 40
- 45
- 50
- 55

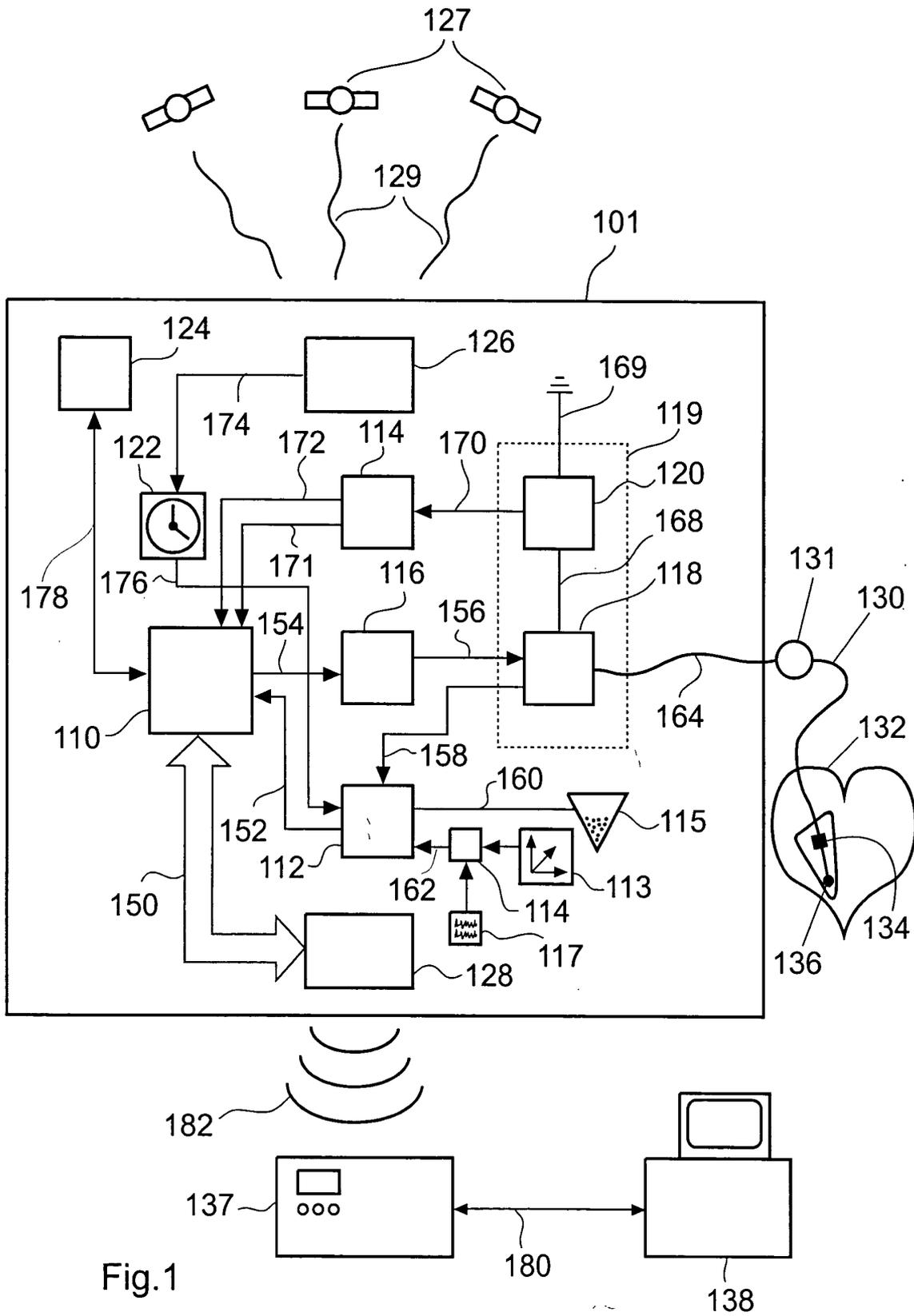


Fig.1

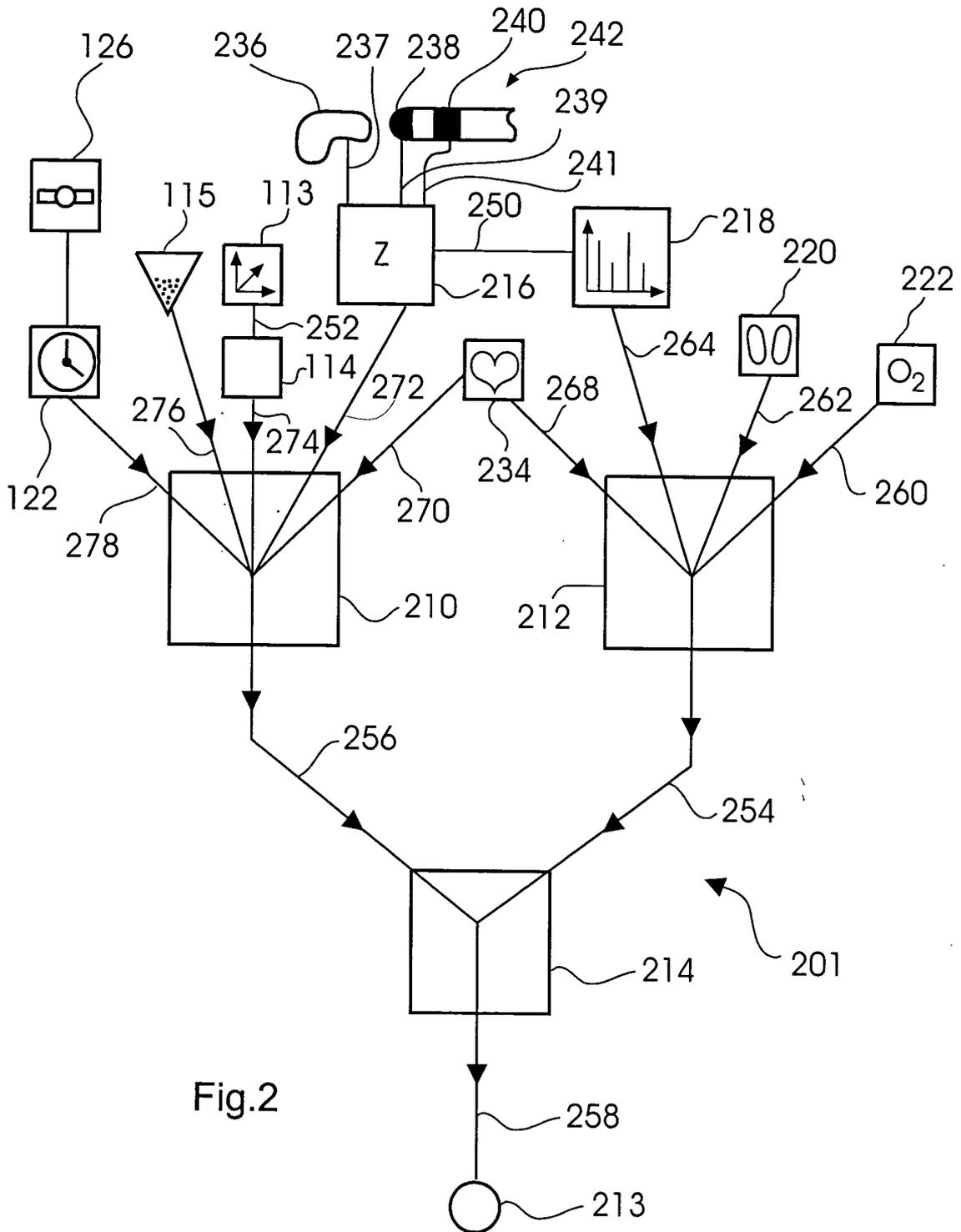


Fig.2

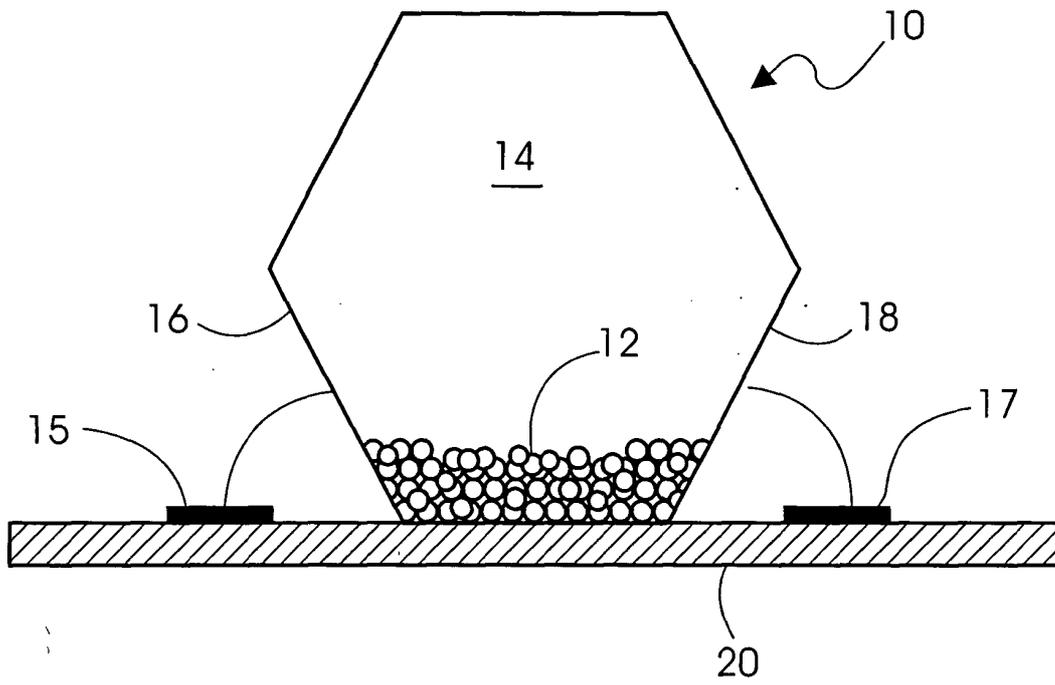


Fig.3

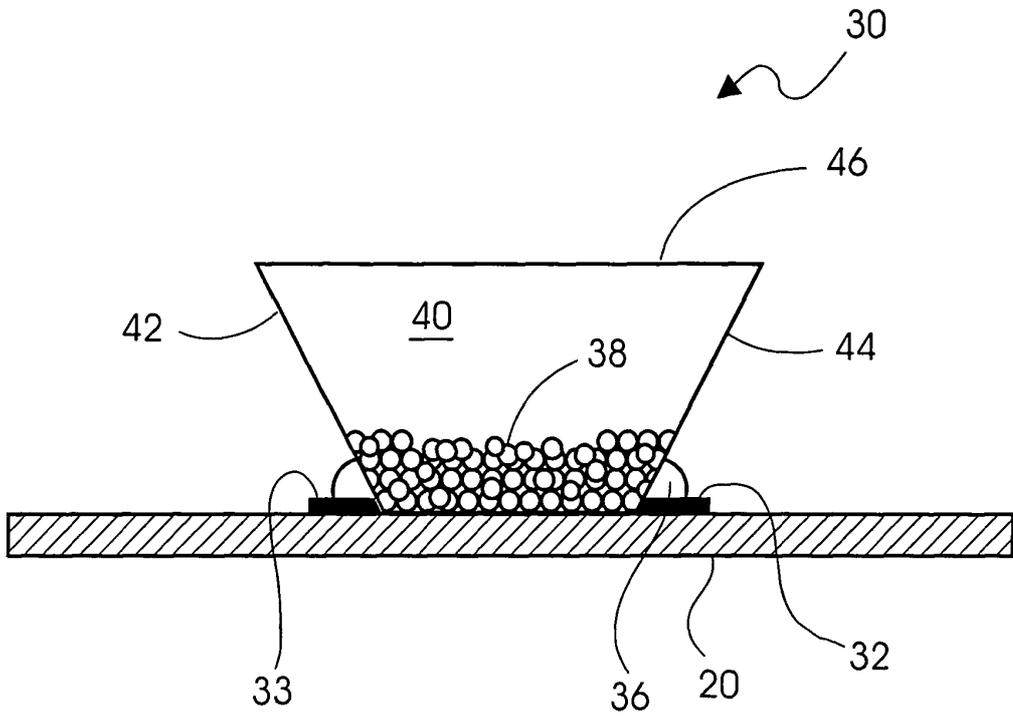


Fig. 4

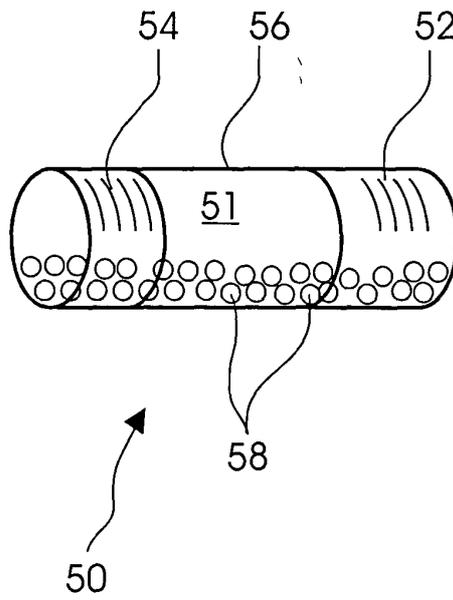


Fig. 5



Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung
EP 04 09 0229

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.7)
Y	US 2003/153953 A1 (KOH STEVE ET AL) 14. August 2003 (2003-08-14) * Absätze [0025] - [0028]; Abbildungen 1-4 * * Absätze [0041] - [0044] * * Absätze [0047] - [0059] * * Absätze [0065] - [0067] * * Absätze [0084], [0086] * * Absatz [0096] * -----	1-20	A61N1/365 A61B5/11
Y	US 4 846 195 A (ALT ECKHARD) 11. Juli 1989 (1989-07-11) * Spalte 1, Zeile 6 - Spalte 3, Zeile 68; Abbildungen 1-4 * * Spalte 4, Zeile 49 - Spalte 6, Zeile 27 * -----	1-20	
A	US 5 562 711 A (YERICH CHARLES G ET AL) 8. Oktober 1996 (1996-10-08) * Zusammenfassung * * Spalte 23, Zeilen 47-54; Anspruch 14; Abbildung 6 * -----	2,3	
A	US 2002/193939 A1 (MATSUO TOSHIYUKI) 19. Dezember 2002 (2002-12-19) * Absätze [0020], [0022] * -----	8	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int.Cl.7) A61N A61B
A	US 6 083 248 A (THOMPSON DAVID L) 4. Juli 2000 (2000-07-04) * Spalte 14, Zeilen 38-46; Abbildung 1 * * Spalte 16, Zeilen 30-33 * -----	9,20	
-/--			
2 Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort Den Haag		Abschlußdatum der Recherche 19. Oktober 2004	Prüfer Loveniers, K
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : mündliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

EPO FORM 1503 03.82 (P04C03)



Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung
EP 04 09 0229

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.7)
A	US 4 926 863 A (ALT ECKHARD) 22. Mai 1990 (1990-05-22) * Zusammenfassung * * Spalte 3, Zeilen 12-26 * * Spalte 8, Zeilen 16-44; Abbildung 2b * * Spalte 9, Zeile 62 - Spalte 10, Zeile 9 * * -----	11,12	
A	EP 0 515 319 A (SORIN BIOMEDICA SPA) 25. November 1992 (1992-11-25) * Zusammenfassung * * Spalte 4, Zeilen 8-14 * * -----	14	
A	US 6 574 507 B1 (BONNET JEAN-LUC) 3. Juni 2003 (2003-06-03) * Spalte 8, Zeile 45 - Spalte 9, Zeile 14 * * -----	16	
A	* Spalte 2, Zeile 52 - Spalte 3, Zeile 25 * * * Spalte 3, Zeile 65 - Spalte 4, Zeile 60 * * -----	1,4-6, 10,15-18	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int.Cl.7)
A	US 4 869 251 A (LEKHOLM ANDERS ET AL) 26. September 1989 (1989-09-26) * Zusammenfassung; Abbildungen 10-12 * * -----	1,13	
A	US 2003/130589 A1 (POEZEVERA YANN) 10. Juli 2003 (2003-07-10) * Absätze [0004] - [0009] * * Absätze [0012] - [0022] * * Absatz [0034] * * -----	1,2,5,6, 10,17	
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
2	Recherchenort Den Haag	Abschlußdatum der Recherche 19. Oktober 2004	Prüfer Loveniers, K
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : mündliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

EPO FORM 1503.03.02 (P04C03)

**ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT
 ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.**

EP 04 09 0229

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentedokumente angegeben.

Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am
 Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

19-10-2004

Im Recherchenbericht angeführtes Patentedokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2003153953 A1	14-08-2003	US 2003153956 A1	14-08-2003
US 4846195 A	11-07-1989	DE 3709073 A1	29-09-1988
		CA 1321621 C	24-08-1993
US 5562711 A	08-10-1996	AU 706142 B2	10-06-1999
		AU 4406796 A	19-06-1996
		CA 2204499 A1	06-06-1996
		EP 0794812 A2	17-09-1997
		JP 10509897 T	29-09-1998
		WO 9616695 A2	06-06-1996
US 2002193939 A1	19-12-2002	JP 2003004455 A	08-01-2003
		DE 10204095 A1	02-01-2003
US 6083248 A	04-07-2000	US 6292698 B1	18-09-2001
		US 5752976 A	19-05-1998
		EP 1133255 A1	19-09-2001
		WO 0030529 A1	02-06-2000
		AU 709767 B2	09-09-1999
		AU 6176996 A	22-01-1997
		CA 2224520 A1	09-01-1997
		DE 69627900 D1	05-06-2003
		DE 69627900 T2	13-05-2004
		EP 1334747 A2	13-08-2003
		EP 0939662 A1	08-09-1999
		JP 11508165 T	21-07-1999
		JP 2003260145 A	16-09-2003
		WO 9700708 A1	09-01-1997
US 4926863 A	22-05-1990	DE 3631155 A1	24-03-1988
		BR 8704731 A	03-05-1988
		CA 1320537 C	20-07-1993
		DE 3751045 D1	23-03-1995
		DE 3751045 T2	28-09-1995
		EP 0259658 A2	16-03-1988
		EP 0798014 A2	01-10-1997
		EP 0798015 A2	01-10-1997
		JP 2767419 B2	18-06-1998
		JP 63177872 A	22-07-1988
		US 5044366 A	03-09-1991
		US 5014700 A	14-05-1991
		US 5014704 A	14-05-1991
		US 5014703 A	14-05-1991
		US 5014702 A	14-05-1991
		US 5031615 A	16-07-1991

EPO FORM P0461

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82

**ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT
 ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.**

EP 04 09 0229

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentedokumente angegeben.
 Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am
 Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

19-10-2004

Im Recherchenbericht angeführtes Patentedokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 4926863	A	US 5031614 A	16-07-1991
EP 0515319	A	25-11-1992	IT 1245814 B 18-10-1994
			AT 156715 T 15-08-1997
			DE 69221536 D1 18-09-1997
			DE 69221536 T2 15-01-1998
			EP 0515319 A2 25-11-1992
			ES 2108102 T3 16-12-1997
			US 5304208 A 19-04-1994
US 6574507	B1	03-06-2003	FR 2780654 A1 07-01-2000
			EP 0970713 A1 12-01-2000
			WO 0001438 A1 13-01-2000
			JP 2002519161 T 02-07-2002
US 4869251	A	26-09-1989	DE 3770715 D1 18-07-1991
			EP 0254945 A1 03-02-1988
			JP 2082791 C 23-08-1996
			JP 7112493 B 06-12-1995
			JP 63094165 A 25-04-1988
US 2003130589	A1	10-07-2003	FR 2833496 A1 20-06-2003
			EP 1319421 A1 18-06-2003

EPO FORM P0461

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82

专利名称(译)	用于睡眠呼吸暂停治疗的装置		
公开(公告)号	EP1512430A1	公开(公告)日	2005-03-09
申请号	EP2004090229	申请日	2004-06-10
[标]申请(专利权)人(译)	百多力股份公司		
申请(专利权)人(译)	BIOTRONIK GMBH & CO.KG		
当前申请(专利权)人(译)	BIOTRONIK GMBH & CO.KG		
[标]发明人	HSU WILLIAM JOHNSON MARK CZYGAN GERALD		
发明人	HSU, WILLIAM JOHNSON, MARK CZYGAN, GERALD		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/0245 A61B5/029 A61B5/0464 A61B5/07 A61B5/11 A61N1/365		
CPC分类号	A61B5/0538 A61B5/0031 A61B5/02028 A61B5/0205 A61B5/0245 A61B5/029 A61B5/0464 A61B5/07 A61B5/1112 A61B5/1118 A61B5/1123 A61B5/1126 A61B5/4818 A61B5/686 A61B2562/0219 A61N1/36514		
代理机构(译)	EISENFÜHR, SPEISER & PARTNER		
优先权	60/499631 2003-09-02 US 10347294 2003-10-02 DE		
其他公开文献	EP1512430B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于身体植入的医疗设备包括提供指示睡眠呼吸暂停的电信号的电刺激单元，睡眠检测器单元，给出呼吸暂停信号的呼吸暂停检测器单元，连接到刺激的治疗单元，睡眠检测器和呼吸暂停检测器单元，其发出至少一个呼吸暂停信号，发送用于预防和/或治疗睡眠呼吸暂停的治疗信息，其被发送到刺激单元。包括以下独立权利要求：(1) 家庭监控系统，包括医疗植入设备和连接到其上的移动患者应用设备；(2) 患者监督系统，包括可以连接到该装置的装置和用于通过网络系统将患者数据传送到移动患者应用设备的中央服务中心。

