

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4339535号  
(P4339535)

(45) 発行日 平成21年10月7日(2009.10.7)

(24) 登録日 平成21年7月10日(2009.7.10)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 5/055 (2006.01)** A 6 1 B 5/05 3 9 0  
**A 6 1 B 5/0428 (2006.01)** A 6 1 B 5/04 3 1 0 B

請求項の数 25 (全 14 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2001-290557 (P2001-290557)</p> <p>(22) 出願日 平成13年9月25日 (2001.9.25)</p> <p>(65) 公開番号 特開2002-136502 (P2002-136502A)</p> <p>(43) 公開日 平成14年5月14日 (2002.5.14)</p> <p>審査請求日 平成17年9月13日 (2005.9.13)</p> <p>(31) 優先権主張番号 10047365.2</p> <p>(32) 優先日 平成12年9月25日 (2000.9.25)</p> <p>(33) 優先権主張国 ドイツ (DE)</p> <p>前置審査</p>	<p>(73) 特許権者 390039413                  シーメンス アクチエンゲゼルシャフト                  Siemens Aktiengesellschaft                  ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン                  ヴィッテルスバッハープラッツ 2                  Wittelsbacherplatz 2, D-80333 Muenchen, Germany</p> <p>(74) 代理人 100075166                  弁理士 山口 巖</p> <p>(72) 発明者 ミヒャエル クラーマー                  ドイツ連邦共和国 91054 エルランゲン                  オーベレビューフ 20                  最終頁に続く</p>
------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

(54) 【発明の名称】 生理学的センサシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電気的測定信号を、その取得を阻害する環境内で取得する生理学的センサシステムであって、多くの測定電極と、信号増幅装置と、電力供給装置と、信号変換および外部の信号処理および/又は制御装置への信号伝送のための電子装置とを有するシステムにおいて、

測定電極(3、4、5、14、15、n)と信号増幅装置(6、16、81、82、83)とが患者付近に配置すべき第1の遮蔽されたケース(2、13)内又は表面に、また電力供給装置(42、55、58)と電子装置とが患者付近に配置すべき第2の遮蔽されたケース(9)内に配置されており、信号増幅装置(6、16、81、82、83)が電子装置および電力供給装置(42、55、58)と遮蔽されおよび/又は撚られたケーブル接続(7、17)を介して接続され、又は接続可能であり、更に

前記電力供給装置(42、55、58)が、下記の3つの電力供給装置の何れかであることを特徴とするシステム。

外部の磁石磁界を介して操作可能なスイッチ(49)が付属する電池(48)又は蓄電池を有する電力供給装置(42)、

ケース外面に配置され、周囲光を捕らえる蛍光コレクタ(56)を介して供給可能な光により照射可能である1つ又はそれ以上の太陽電池(53)を含む電力供給装置(55)、および

ケース外面に配置されたコイル(59)と接続され、外部磁界の印加の際に電圧を供給する少なくとも1つのコンデンサ(51)を含む電力供給装置(58)。

10

20

## 【請求項 2】

電氣的測定信号を磁気共鳴装置内で取得することを特徴とする請求項 1 記載のシステム。

## 【請求項 3】

信号増幅装置 ( 6、16、81、82、83 ) が測定電極 ( 3、4、5、n ) の直近に配置されたことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載のシステム。

## 【請求項 4】

各々多くの測定電極 ( 3、4、5、14、15、n ) および対応付けられた信号増幅装置 ( 6、16、81、82、83 ) を含んでおり、その際に各ケース ( 2、13 ) の測定電極 ( 3、4、5、14、15、n ) により相異なる測定信号が取得可能であり、かつ各々の信号増幅装置 ( 6、16、81、82、83 ) が別々の遮蔽されおよび / 又は撚られたケーブル接続 ( 7、17 ) を介して共通の電子装置および共通の電力供給装置と接続され、又は接続可能であることを特徴とする請求項 1 から 3 の 1 つに記載のシステム。

10

## 【請求項 5】

第 1 のケース ( 2 ) の測定電極 ( 3、4、5、n ) が EKG 測定信号を取得する役割を果たし、かつ他の第 1 のケース ( 13 ) の測定電極 ( 14、15 ) が EEG 測定信号を取得する役割を果たすことを特徴とする請求項 4 記載のシステム。

## 【請求項 6】

信号増幅装置 ( 81、82、83 ) が、EKG 測定信号を取得するために設けられた測定電極において、測定信号を増幅するためのみ、又は加えて誘導特有の差信号を形成するために設けられたことを特徴とする請求項 1 ないし 5 の 1 つに記載のシステム。

20

## 【請求項 7】

増幅および / 又は差信号形成のための演算増幅器 ( 23、26 ) を備えることを特徴とする請求項 6 記載のシステム。

## 【請求項 8】

電子装置が、いずれも電力供給装置 ( 42、55、58 ) と接続された信号変換モジュール ( 27、40、41 ) および信号伝送モジュール ( 61、66、69、74 ) を有することを特徴とする請求項 1 ないし 7 の 1 つに記載のシステム。

## 【請求項 9】

信号変換モジュール ( 27、40、41 ) が少なくとも 1 つのフィルタ ( 30 ) および少なくとも 1 つの変換器ユニット ( 31 ) を有することを特徴とする請求項 8 記載のシステム。

30

## 【請求項 10】

変換器 ( 31 ) がアナログデジタル変換器又は電圧周波数変換器であることを特徴とする請求項 9 記載のシステム。

## 【請求項 11】

各々の測定信号入力端 ( 28 ) に対し別々のフィルタ ( 30 ) が設けられ、該フィルタ ( 30 ) がマルチプレクサ ( 33 ) を介して変換器 ( 31 ) と接続されたことを特徴とする請求項 9 又は 10 記載のシステム。

## 【請求項 12】

マルチプレクサ ( 33 ) の作動が制御導線 ( 34 ) を介して外部から制御可能であることを特徴とする請求項 11 記載のシステム。

40

## 【請求項 13】

太陽電池 ( 53 ) 又は少なくとも 1 つのコンデンサ ( 51 ) に 1 F 以上のキャパシタンスを有する少なくとも 1 つの蓄積コンデンサ ( 57 ) が付属しており、該コンデンサが作動中に電力を供給し、また作動中に後充電されることを特徴とする請求項 1 記載のシステム。

## 【請求項 14】

蓄積コンデンサ ( 57 ) が外部の充電ステーションで充電可能であることを特徴とする請求項 13 記載のシステム。

## 【請求項 15】

50

信号伝送モジュール(61)が高周波による無線伝送モジュールであることを特徴とする請求項8ないし14の1つに記載のシステム。

【請求項16】

信号伝送モジュール(66)が、少なくとも1つの赤外線伝送ダイオード(67)とそれに対応する光学的な導線(68)を有する赤外線伝送モジュールであることを特徴とする請求項8ないし15の1つに記載のシステム。

【請求項17】

信号伝送モジュール(69)が、少なくとも1つの光伝送ダイオード(70)とそれに付属する光ファイバ導線(71)を有する光ファイバ伝送モジュールであることを特徴とする請求項8ないし16の1つに記載のシステム。

10

【請求項18】

信号伝送モジュール(74)が、少なくとも1つの超音波変換器(76)を有する超音波伝送モジュールであることを特徴とする請求項8ないし17の1つに記載のシステム。

【請求項19】

信号伝送モジュール(66、74)が外部の制御導線に対する入力端を備え、その際に制御信号が内部の制御導線(34)を経て信号伝送モジュールから信号変換モジュールに、場合によっては電力供給装置を経て巡らされることを特徴とする請求項12ないし18の1つに記載のシステム。

【請求項20】

信号伝送モジュールに設けた内部の制御導線(34)に、光学的な制御導線(72)を経て与えられる光学的な制御信号を電気的な制御信号に変換する光学的な受信器(73)が付属することを特徴とする請求項19記載のシステム。

20

【請求項21】

超音波モジュールとして構成された信号伝送モジュール(74)に配置された超音波信号導線(78)が、少なくとも1つのモジュール側に設けられた超音波変換器(79)により電気的な制御信号に変換される制御信号を伝送するための役割を果たすことを特徴とする請求項12ないし18の1つに記載のシステム。

【請求項22】

第2のケース(9)に、非電気的な測定情報を取得する少なくとも1つの別のセンサ要素(18、21)が接続され、又は接続可能であり、電子装置が非電気的な測定情報を電気的な測定信号に変換するための相応の手段を有することを特徴とする請求項1ないし21の1つに記載のシステム。

30

【請求項23】

少なくとも1つの別のセンサ要素(18)が光学的なセンサ要素であり、光学的な測定情報が少なくとも1つの光ファイバ導線(22)を経て電子装置に導かれ、そこに電気的な測定信号への変換のための光電変換器(37)が設けられたことを特徴とする請求項22記載のシステム。

【請求項24】

光学的なセンサ要素が指輪であることを特徴とする請求項23記載のシステム。

【請求項25】

少なくとも1つの別のセンサ要素(18)が可撓性の胸リングであり、空気圧式のセンサ要素を経て電子装置と接続されており、そこに電気的信号への変換のための圧力センサ(38)を備えることを特徴とする請求項22から24の1つに記載のシステム。

40

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、電気的な測定信号をその取得を阻害する環境内、特に磁気共鳴装置内で取得するための生理学的センサシステムであって、多くの測定電極と、信号増幅装置と、電力供給装置と、信号変換および外部の信号処理および/又は制御装置への信号伝送のための電子装置とを有するシステムに関する。

50

## 【 0 0 0 2 】

## 【従来の技術】

このような生理学的センサシステムは、例えば磁気共鳴装置による患者の検査中に生理学的な測定値をその場で取得する役割を果たす。このようなセンサシステムの使用の下に、例えば検査中連続的に、一方では心臓活動を捕捉するべくEKGの取得が可能であり、他方では心臓位置の連続的な捕捉により磁気共鳴装置の像取得作動が制御される。磁気共鳴像が、例えば心臓を特定の弁位置で指示すべきであれば、EKG信号を介して、心臓が所望の弁位置にある瞬間が正確に捕捉され、また像取得が開始される。

## 【 0 0 0 3 】

このような生理学的センサシステムは、米国特許第5 782 241号および同第6 052 614号明細書から公知である。このセンサシステムには、直接に患者の皮膚上に載せられる多くの測定電極が存在する。電極は、遮蔽されたケースの下端に配置されており、その際ケース内にはさらに、各電極に対応付けられた高周波フィルタ装置と、差増幅器ユニットと、低域通過フィルタと、測定信号を光学的なデータ導線を経て外部の処理および指示装置に与える光学的信号に変換する電気光学的変換器と、電池の形態の電力源とが配置されている。即ち測定信号の取得および前処理作動のために重要な全ての要素は、共通に患者の上に載せられたケース内に配置されている。しかしこのことから、かなり構造的に大きくそして測定電極の同時の集積に基づいてセンサシステムを心臓の付近に位置決めせねばならないという欠点が生ずる。それによって、このセンサシステムが少なくとも部分的に撮像範囲内に、即ち磁気共鳴像を取得すべき範囲内に位置する危険がある。それにより磁気共鳴像が少なくとも悪影響を受ける。

## 【 0 0 0 4 】

欧州特許出願公開第0 173 130号明細書から、核スピントモグラフィのための装置であって、電極が、ケーブルを経て核スピントモグラフィ装置に対し外部に位置する増幅装置と接続された装置は公知である。核スピントモグラフィ装置と共にHFキャビン内に配置されたこの増幅装置から、測定信号が光導波路接続を経てキャビンに対し外部に位置する処理装置に与えられる。ドイツ特許出願公開第33 27 731号明細書は、核スピントモグラフィの際にEKG信号を取得するための装置を開示している。核スピントモグラフィ装置は同じくHFキャビン内に配置されており、そこで取得された信号はNMR像の乱れを避けるため、HFキャビンの電位におかれた遮蔽された接続を経て導かれる。ドイツ特許第198 17 094号明細書には核スピントモグラフィ内の脳波を導出するための方法と装置が記載されており、また米国特許第 4,737,712号明細書には、例えばNMR装置内を支配するような強い磁石磁界の能動的なRF電界内で動作する絶縁された電力源が記載されている。最後に米国特許第 5,052,398号明細書はNMR装置内での使用に適したリアルタイムな心臓表示のためのフィルタを、またドイツ特許出願公開第41 38 702号明細書は無呼吸の診断および定量的解析のため、また同時に他の疾病を突きとめるための方法と装置を開示している。その他の従来の技術として最後に、ドイツ特許出願公開第41 23 578号明細書が挙げられる。そこには局所的な心臓ポテンシャルを空間的に捕捉するための非侵襲的な方法が記載されている。

## 【 0 0 0 5 】

## 【発明が解決しようとする課題】

本発明の課題は、像取得に殆ど悪影響を与えず、しかも可能な限り無歪みの測定信号の取得を可能にする生理学的センサシステムを提供することにある。

## 【 0 0 0 6 】

## 【課題を解決するための手段】

この課題を解決するため、冒頭にあげた形式の生理学的センサシステムにおいて、本発明によれば、測定電極と信号増幅装置とが患者付近に配置すべき第1の遮蔽されたケース内又は表面に、また電力供給装置と電子装置とが患者付近に配置すべき第2の遮蔽されたケース内に配置されており、その際に信号増幅装置が電子装置および電力供給装置と遮蔽されおよび/又は燃られたケーブル接続を介して接続され、又は接続可能であるように構成

10

20

30

40

50

されている。

【0007】

本発明によるセンサシステムは、ファラデーのかごの形式に従う構成を持ち、かつ測定値取得と前処理に必要な構成要素を含む2つの遮蔽されたケースを備える。第1のケース内には測定電極と信号増幅装置のみが存在する。ケースは直接患者の上に、EKGの取得の場合は心臓付近の範囲に載せられる。測定電極、通常は3つの測定電極および信号増幅装置のみがこのケース内に集積されるので、このケースは非常に小さく、従って正確な測定値取得が可能であるように、しかもその小ささに基づき像取得に本質的な悪影響を与えないように位置決めできる。取得された測定信号は遮蔽され又は燃らされたケーブル接続を経て第2のケースに接続され、またそこで電子装置および電力供給装置に与えられる。遮蔽され又は燃らされたケーブル接続の使用により、アナログの増幅された測定信号を磁気共鳴装置の作動中に与えられる強い磁界により殆ど影響されずに伝送することを保証する。即ちSN比が実際に変化しない。第2のケースは、撮像のために重要な検査範囲から完全に離れて位置決めされる。ケーブル接続の長さは20～30cmであることが目的に合うが、それよりも長くてもよい。

10

【0008】

擾乱信号の侵入を可能な限り小さく保つため、信号増幅装置は、測定電極の直近に配置するのがよい。より多くの測定電極をケース内に配置するなら、これらに共通の信号増幅装置を付属させてもよい。代替的に各測定電極に対し、固有の増幅器を設けてもよい。

【0009】

第1および第2のケースを有するシステム機器構成とならんで、各々多くの測定電極および付属の信号増幅装置を含み、各ケースの測定電極により相異なる測定信号が取得でき、またその際に各信号増幅装置が別々の遮蔽されおよび/又は燃らされたケーブル接続を介して共通の電子装置および共通の電力供給装置と接続され、又は接続可能であってもよい。この多機能のセンサシステムでは、例えば第1のケースがEKG測定信号を取得するため、他の第1のケースがEKG測定信号を取得する役割を果たす。両ケースは、電極および増幅装置しか含んでいないので、非常に小さく、共通の信号準備を共通の第2のケース内で行える。

20

【0010】

信号増幅装置を、EKG測定信号を取得するために設けた測定電極において、測定信号を増幅するためのみに構成することは特に目的に適っている。それに対して代替的に、増幅装置を誘導特有の差信号を形成するために構成することも可能である。Einthovenによる肢誘導(Extremitzenableitungen)に相応するEKG測定の前枠内で、相異なる方向に向けた3つの測定電極を使用する。第1の測定電極は左腕を、第2の測定電極は右腕を、また第3の測定電極は左脚を指す。EKG測定信号として各2つの測定電極間の差信号が取得される。各差信号は誘導に相応し、その際に全体として3つの誘導、即ち測定電極“左腕右腕”の第1の差信号、測定電極“左脚右腕”の第2の差信号および測定電極“左脚左腕”の第3の差信号が可能である。処理技術的な理由から、この差形成を増幅装置の側で行うことは目的に適っている。増幅および(マルチプレクサ)差信号形成のためには、演算増幅器を使用するのがよい。

30

40

【0011】

電子装置自体が、いずれも電力供給装置と接続された信号変換モジュールおよび信号伝送モジュールを有するとよい。用語“モジュール”はここで完全に一般的に、信号変換や信号伝送の役割をする可能な限り小形化された回路装置を意味する。そのために必要な全要素は、共通基板上に配置してある。第2のケースを可能な限り小形化することも勿論目的であるから、モジュールの共通の集積も目的に適っている。

【0012】

信号変換モジュールは、少なくとも1つのフィルタおよび少なくとも1つの変換器ユニットを有するとよい。変換器としてはアナログデジタル変換器又は電圧周波数変換器が使用される。

50

## 【0013】

より多くの測定信号入力端を第2のケース又は電子装置に設けるべきときは、各測定信号入力端に対し別々のフィルタを設け、その際にフィルタを、マルチプレクサを介して変換器と接続するのが目的に適っている。供給される測定信号がどの形式の測定信号であっても、即ち例えばEKG測定信号であってもEEG測定信号であっても、共通に多重作動で捕捉かつ読出し可能なように、フィルタを各測定信号入力端に対して設けるのは目的に適っている。外部から外部の信号処理および/又は制御装置を介して信号取得を制御できるように、マルチプレクサの作動を制御導線を介して外部から制御可能とすることは目的に適っている。

## 【0014】

電力供給装置は、外部の磁石磁界を介して操作可能なスイッチが付属した電池又は蓄電池を有する。この実施形態は、磁気共鳴装置の作動時にスイッチを操作して電力供給回路を閉じるのに十分な磁石磁界が存在する限り、目的に適っている。センサシステムが作用すると直ちにスイッチは再び開く、即ち電力供給が連続的に行われることはない。

## 【0015】

代替的に電力供給装置は、ファイバ光学系を介して供給可能な光、特にレーザー光で照射される1つ又はそれ以上の太陽電池を含んでいてよい。第3の代替例では、電力供給装置は、ケース外面に配置された、周囲光を捕らえる蛍光コレクタを介して供給可能な光により照射される1つ又はそれ以上の太陽電池を含む。このような蛍光コレクタは、フルオロスセインおよび他の蛍光物質を含んでいるプレキシガラスから成る板材料である。

## 【0016】

このコレクタは、それに当たる拡散周囲光をその端面に集光し、狭い範囲から出射する。この光は太陽電池に当たり、そこに電力を発生させる。

## 【0017】

最後に第4の代替例では、電力供給装置が、ケース外面に配置されたコイルと接続された、外部磁界の印加時に電圧を供給する少なくとも1つのコンデンサを含む。この実施形態では、ケース外側にコイルが配置され、その中に磁界により交流電圧が誘起され、この交流電圧が整流後にコンデンサを充電する役割をし、このコンデンサが次いで個々のシステム要素に電力を供給することで、磁気共鳴装置の作動の際にいずれにせよ存在する磁石磁界が利用される。

## 【0018】

太陽電池に1F以上のキャパシタンスを有する少なくとも1つの蓄積コンデンサが付属しており、この蓄積コンデンサが作動中に電力を供給し、特に太陽電池により作動中に充電されるとき特に有利である。当該分野で“Ultra Cap”又は“Gold Cap”とも呼ばれるこの蓄積コンデンサは、比較的高いキャパシタンスを有する。即ち十分に大きい電力を蓄積して、それを作動中に供給することができる。これにより、太陽電池又はコイルと接続された少なくとも1つのコンデンサにより供給される電力が十分でないときにも、システム要素への給電が保証される。蓄積コンデンサが外部の充電ステーションで再び充電可能であることは目的に適っている。太陽電池の使用時には、短い充電時間を保証するため、充電ステーションは可能な限り大きなエネルギーの光を発生するべきである。

## 【0019】

信号伝送モジュールは、第1の実施形態では、取得され、増幅され、続いて変換された測定信号を無線で外部の処理装置に伝送する無線伝送型であってよい。

## 【0020】

それに対して代替例では、信号伝送モジュールは、少なくとも1つの赤外線伝送ダイオードと、それに付属する光学的な導線を有する赤外線伝送モジュールであってよく、その際各々光学的な導線が付属する複数、特に3つのダイオードを設けるのが目的に適っている。

## 【0021】

本発明の代替的な第3の実施形態では、信号伝送モジュールは、付属の光ファイバ導線を

10

20

30

40

50

持つ少なくとも1つの伝送ダイオードを有する光ファイバ学式の伝送モジュールであってよい。代替的な第4の実施形態では、信号伝送モジュールは少なくとも1つの超音波変換器を有する超音波モジュールとされる。

#### 【0022】

既に述べたように、マルチプレクサを外部から制御可能とすることは目的に適っている。この目的で信号伝送モジュールに、外部の制御線に対する入力端を設けるのがよく、制御信号は内部の制御線を経て信号伝送モジュールに、場合によっては電力供給装置を経て巡らされる。その際信号伝送モジュールに設けられた内部の制御線に、光学的な制御線を経て与えられた光学的な制御信号を電気的な制御信号に変換する光学的な受信器を設けるのが目的に適っている。第2の代替例では、信号伝送モジュールを超音波モジュールとして構成した際に、超音波信号線が制御信号の伝送のための役割をも果たす。即ち同時に往・復伝送線として使用される。制御信号は超音波変換器により電気的な制御信号に変換され、これらの電気的な制御信号は次いで内部の制御線を経て更に伝送される。

10

#### 【0023】

以下で説明するように、本発明によるセンサシステムにおいて相異なる電気的測定信号を取得するため、より多くの第1のケースを設けることが可能である。センサシステムの多機能性をなお一層高めるため、第2のケースに、非電気的な測定情報を取得する少なくとももう1つの別のセンサ要素を接続又は接続可能であり、その際電子装置が非電気的な測定情報を電気的な測定信号に変換するための相応の手段を有することは目的に適っている。別のセンサ要素として光学的なセンサ要素、特に例えば患者の指の周りに置き、透過照射および吸収測定により患者の周囲脈拍を測定する指輪を設けるとよい。この光学的なセンサ要素は光学的な測定情報を供給し、これらの測定情報を、光ファイバ導線を経て電子装置に導き、そこに設けた光電変換器により電気的な測定信号に変換する。代替的に、少なくとも1つの別のセンサ要素は空気圧式のセンサ要素、特に患者の胸の周りに置き、呼吸活動を測定する可撓性の胸リングであってよい。この胸リングは、圧力導管を経て電子装置内の圧力センサと接続された圧縮可能な空気体積を有する。呼吸により空気体積、従って圧力が変化するので、圧力センサには連続的に変化する圧力が加わり、この圧力が相応の電気的な測定信号に変換される。

20

#### 【0024】

##### 【発明の実施の形態】

本発明の他の利点、特徴および詳細を以下に説明する実施例と図面で明らかにする。

30

#### 【0025】

図1は本発明による生理学的センサシステム1を原理図の形態で示す。センサシステムは第1のケース2を含み、その表面に、この例では3つの電極3、4、5を配置しており、これらは例えばEKGを取得すべく構成されている。第1のケース2内には、更に信号増幅装置6が配置され、これは電極3、4、5を介して供給される信号を増幅する。遮蔽され又は燃られたケーブル接続7を介し、測定信号が第2の遮蔽ケース9内に配置された信号変換モジュール8に与えられる。そこで信号は変換され、続いて信号伝送モジュール10を介して外部の信号処理および/又は制御装置11に与えられる。第2のケース9内には更に、全センサシステムに電力を供給する電力供給装置12が配置されている。

40

#### 【0026】

更に、図1に示すように、2番目の第1のケース13が存在し、その表面にこの例では同じく2つの電極3、4、5が配置されている。これらは例えばEEG測定信号を取得すべく構成されている。勿論2つ以上の電極を設けてもよい。第1の遮蔽ケース13内にも信号増幅装置16が配置されており、これは信号をその場で、即ち測定場所で直接増幅する。遮蔽され又は燃られたケーブル接続17を介し、これら測定信号も信号変換モジュール8に与えられ、前処理される。

#### 【0027】

第2の遮蔽ケース9に、別のセンサ要素18が接続されている。この要素18は、図示の例では可撓性の胸リングであり、それを介し患者の呼吸を感知する。これは、胸郭が高く

50

なったり低くなったりするのに応じ圧縮又は膨張する圧縮可能な空気を含む。空気圧導管 20 を経て、変化する圧力が信号変換モジュール 8 内の、後で一層詳細に説明する付属のセンサに与えられる。さらに指輪の形態の第 2 センサ要素 21 が第 2 のケース 9 に接続されており、それにより患者の抹消脈拍が血液の IR 吸収により測定される。取得された非電氣的な測定情報は ( センサ要素 18 により取得された情報が非電氣的な情報である場合も ) ここで光ファイバ導線を経て信号変換モジュール 8 内の付属のセンサ要素に与えられる。

#### 【 0028 】

図 2 は、第 1 の実施例の回路装置を持つ第 1 のケース 2 の拡大図で、原理図として示す。図示の例では電極 3、4、5 を示しており、その際にここに参照番号 n 迄の通し番号を付したより多くの電極も接続される。各電極 3、4、5、...、n に、測定信号を増幅する演算増幅器 23 が付属している。増幅された測定信号は参照符号  $Ch_1$ 、 $Ch_2$ 、...  $Ch_n$  を付した付属の信号出力端に与えられる。さらに図 2 には供給電圧の入力端 25 を示す。

10

#### 【 0029 】

信号増幅装置を有する第 1 のケースの第 2 の実施例を図 3 に示す。ケース 2 には再び 3 つの電極 3、4、5 が設けられており、それらの後に、ここでも各々演算増幅器 2 が接続されている。しかし図 3 による信号増幅装置は演算増幅器 23 の他に演算増幅器 26 を含み、該増幅器 26 は演算増幅器 23 と、誘導特有の差信号が出力端 24 を経て出力されるよう接続されている。全体として 3 つの電極 3、4、5 の向きに基づいて、3 つの誘導、即ち “ 左腕右腕 ”、 “ 左脚右腕 ” および “ 左脚左腕 ” が可能である。増幅された実際信号を出力する図 2 の実施例と異なり、ここでは既に前処理された差信号が出力される。出力、即ち伝送は各々遮蔽されたケーブル接続を経て行われる。

20

#### 【 0030 】

図 4 は第 1 のケース 2 の本発明による別の実施例を示す。このケース 2 には、固定ではなく短いケーブル接続を経て可動な 3 つの電極 3、4、5 が配置されており、これら電極は患者に接着され、また所望の誘導に応じ位置決めされる。電極 3、4 は測定信号取得の役割をし、電極 5 は接地電位にあり、参照電極としての役割をする。ここでも各電極 3 の後に、演算増幅器 23 と、差信号形成用の、共通の第 2 の演算増幅器 26 とが接続できることは明らかである。ここでは信号が両方の電極 3、4 間で求められるので、信号出力端 24 のみを設けている。

30

#### 【 0031 】

図 5 は、第 2 の遮蔽ケース 9 内に配置された信号変換モジュール 27 の第 1 の実施例を示す。入力端 28 には出力端 24 を経て供給される増幅された信号又は差信号が与えられ、出力端 29 は供給電圧を巡らす役割をする。

#### 【 0032 】

信号からノイズを除去するため、各入力端の後に、図示の例では、フィルタ 30、この例ではスリューレートフィルタ ( 例えば欧州特許第 0 173 130 号明細書参照 ) が接続されている。アナログデジタル変換器又は電圧周波数変換器である変換器 31 を介し、アナログ信号がデジタル信号に変換され、この信号が直列出力端 32 を経て後続のモジュールに出力される。異なる入力端がマルチプレクサ 33 を介して多重作動で駆動され、その際所望の任意の信号を読出せるように、マルチプレクサ 33 は制御線 34 を経て取扱者により操作される。

40

#### 【 0033 】

図 5 はさらに、別のセンサ要素 18 ならびに 21 の信号線が接続された入力端 35、36 を示す。光ファイバ導線 22 はそれらの信号を、光学的な信号を電氣的な測定信号に変換する光電変換器 37 に伝送する。光電変換器 37 は再びマルチプレクサ 33 と接続されている。圧力導管 20 を経て供給される圧力信号は、圧力センサ 38 に与えられる。圧力センサ 38 は同じく電氣的な信号を出力し、マルチプレクサ 33 とも接続されている。図 3 中にはさらに、巡らされる供給電圧に対する相応の入力端 39 も示す。

#### 【 0034 】

50

図 6 は本発明による信号変換モジュールの第 2 の代替例を示す。その構成は信号変換モジュール 27 に相応するが、図 6 による信号変換モジュール 40 はマルチプレクサ 33 に付属するデコーディング装置 41 を示す。このデコーディング装置 41 は、所望の誘導の正しい差信号が出力されるようマルチプレクサを制御する。信号変換モジュール 27 が図 2 による第 1 のケースと組み合わせられるのに対し、信号変換モジュール 40 は図 3 による第 1 のケースと組み合わせられる。

【 0 0 3 5 】

図 7 は図 4 の第 1 のケースと組み合わせられる信号変換モジュール 41 を示す。ここには入力チャネル 28 しか存在せず、この信号は直接にマルチプレクサの中間接続なしに、同じく制御線 34 を介して制御される変換器 31 に与えられる。

【 0 0 3 6 】

図 8 は第 2 の遮蔽ケース 9 内に配置された第 1 の実施例の電力供給装置 42 を示す。相応の入出力端 43、44 又は 45、46 を経て、変換された直列データがデータ線 47 を経てそして制御信号が制御信号線 34 を経て、この電力供給装置を通じて巡らされる。このモジュールは電力供給の役割をするのみで、信号処理は行わない。

【 0 0 3 7 】

電力供給装置 42 は、外部磁界を介して操作可能なスイッチ 49、好ましくはリードスイッチを介してスイッチオン・オフされる電池 48 を含む。これは、患者が磁気共鳴装置内に入っており、かつ磁気共鳴装置がスイッチオンされるときには、電力供給装置が自動的に外部の磁界を介してスイッチオンされ、また患者が磁気共鳴装置から出たときには電力供給装置が相応してスイッチオフされることを意味する。電池 48 には更に、相応の対応付けられた回路装置を有する DC-DC 変換器 50 が付属し、スイッチオンされる回路装置は特に演算増幅器に対する平均電圧発生のために設けられており、その際平均電圧は対称性を目的とするものである。DC-DC 電圧変換器自体は電池の無調節の電圧から調節された電圧を作る。変換器は、調節すべき電圧を、電池 48 を介して充電されるコンデンサ介して受け、平滑化された電圧を供給する。

【 0 0 3 8 】

図 9 は電力供給装置 52 の第 2 の実施例を示す。その構成は、本質的にブロック回路図 9 による電力供給装置に相当するが、ここでは電圧発生のために、光ファイバ導線 54 を経て外部から供給される光、好ましくはレーザー光を照射されるより多くの太陽電池 53 が設けられている。太陽電池 53 で発生した電圧は再びコンデンサ 51 を充電し、その電圧は後段の DC-DC 変換器 50 を介して一定の電圧に変換される。

【 0 0 3 9 】

図 10 は電力供給装置 55 の第 3 の実施例を示す。ここでも多くの太陽電池 53 を設けており、これら太陽電池は、この実施例では遮蔽ケース外面に配置された蛍光コレクタを介して集めた光を照射される。ここでもコンデンサ 51 は太陽電池の電圧で充電される。原理的な構成は、図 8 および 9 による電力供給装置のそれに相当する。しかしここでは追加的に、1F 以上の高いキャパシタンスを持つ蓄積コンデンサ 57 が付属する。この蓄積コンデンサは、センサシステムの使用前に外部の充電ステーションで充電されるが、作動中にも太陽電池により追加充電される。この高性能コンデンサ 57 により、仮に何らかの理由で太陽電池の電圧が喪失又は過少になっても、コンデンサ 51 を常に充電することができる。このコンデンサ 57 は “Ultra Cap” 又は “Gold Cap” の名称で知られる。

【 0 0 4 0 】

図 11 は電力供給装置 58 の第 4 の実施例を示す。ここではコンデンサ 57 および 51 がケース外面に配置した 2 つ又はそれ以上の誘導コイル 59 を介して電圧を供給される。コイル 59 内に磁気共鳴装置の作動中に生ずる磁界により、コンデンサ 57 および 51 を充電する電圧が誘導される。

【 0 0 4 1 】

なお指摘しておくべきこととして、入・出力端は、図 8 に関連して説明したように、図 9 ~ 11 による個々の電力供給装置にも設けられる。さらに、各電力供給装置に接続された

10

20

30

40

50

相応のモジュールに電力を供給するため、相応の電圧出力端 60 が各電力供給装置の両側に設けられている。

【0042】

図12は、第2の遮蔽ケース9内に配置された信号伝送モジュール61の第1の実施例を示す。この信号伝送モジュールは、無線伝送モジュールとして構成され、中央の送・受信ユニット62を含み、この送・受信ユニットから信号線47を経て到来する直列データを与えられる。信号線34を経て、外部から与えられた制御信号が、各々後続のモジュール、例えば図8～11中に示す電力供給モジュールの1つに与えられる。送・受信ユニット62は適当な低域通過および高域通過フィルタ63、64を介してRFアンテナ65と接続されており、それを介して取得した測定信号を外部の信号処理および/又は制御装置11に与える。相応してRFアンテナ65を介し、勿論外部の制御信号も受信し、制御信号線34を経てさらに伝送する。

10

【0043】

図13は第2の実施例を示す。ここに示す信号伝送モジュール66は赤外線伝送モジュールとして構成され、3つの赤外線伝送ダイオード67を含み、それらのうち各1つが特有の電極信号に付属している。赤外線伝送ダイオード67には各々光学的な導線68が付属しており、その中に赤外線信号が入り、それを介して信号が外部の信号処理および/又は制御装置11に伝送される。

【0044】

図13は、制御信号をセンサシステム1に伝送するための更に別の可能性を示す。光学的な導線72を経て制御信号、例えばIR信号が受信センサ73、例えばIRフォトトランジスタに与えられ、光学的な信号が相応の電気的な制御信号に変換され、この電気的な制御信号が制御信号線34を経てさらに伝送される。

20

【0045】

図14は本発明による信号伝送モジュール69の第3の実施例を示す。これは光ファイバ伝送モジュールとして構成されており、又光ファイバ導線71が付属する唯一の伝送ダイオード70を含んでいる。

【0046】

図15は、本発明による信号伝送モジュール74の最後の実施例を示す。直列の測定信号が発振器75に与えられ、この発振器が第1の超音波変換器76を駆動し、この超音波変換器を介し電気的な測定信号が音響的な信号に変換される。これら音響的な信号は音波信号導管77を経て導かれ、この導管77は音波信号導管78に連結されており、この導管78が信号を外部の信号処理および/又は制御装置に伝送し、そこで信号は再変換され、かつ後処理される。この導管78を経て、相応の音響的な制御信号も供給される。これら音響的な制御信号は、音波導管77の第2の枝路を経て第2の超音波変換器79に与えられる。そこで音波が再び電気的な信号に変換される。超音波検出器80を介して、変換された信号は次いで制御信号線34に与えられる。

30

【0047】

最後に指摘しておくべきは、以上説明した全回路装置は実施例に過ぎず、本発明の範囲を制限するものではない点である。当業者により回路装置の簡単化、別の構成又は適当な組み合わせが可能なのは明白である。

40

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明によるセンサシステムの原理図。

【図2】信号増幅装置を有する第1の遮蔽されたケースの原理図。

【図3】信号増幅装置を有する第1のケースの第2の実施例。

【図4】第1のケースの第3の実施例。

【図5】第1の実施例による第2の遮蔽されたケース内の信号変換モジュールの原理図。

【図6】第2の実施例による信号変換モジュールの原理図。

【図7】第3の実施例による信号変換モジュールの原理図。

【図8】第1の実施例による第2の遮蔽されたケース内の電力供給装置の原理図。

50

【図 9】第 2 の実施例による第 2 の遮蔽されたケース内の電力供給装置の原理図。

【図 10】第 3 の実施例による第 2 の遮蔽されたケース内の電力供給装置の原理図。

【図 11】第 4 の実施例による第 2 の遮蔽されたケース内の電力供給装置の原理図。

【図 12】第 2 の実施例による第 2 の遮蔽されたケース内の信号伝送モジュールの原理図

。

【図 13】第 2 の実施例による第 2 の遮蔽されたケース内の信号伝送モジュールの原理図

。

【図 14】第 3 の実施例による第 2 の遮蔽されたケース内の信号伝送モジュールの原理図

。

【図 15】第 4 の実施例による第 2 の遮蔽されたケース内の信号伝送モジュールの原理図

10

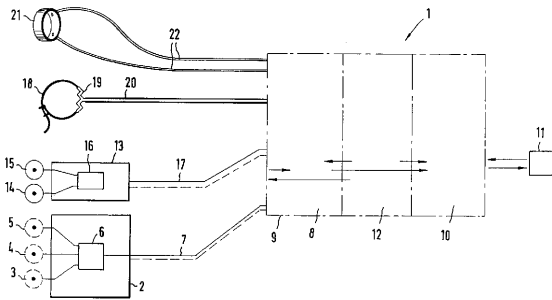
。

【符号の説明】

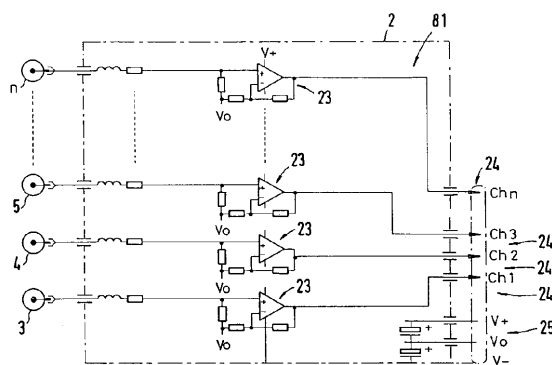
- |                |                |    |
|----------------|----------------|----|
| 1              | 生理学的センサシステム    |    |
| 2、9、13         | ケース            |    |
| 3、4、5、14、15、n  | 測定電極           |    |
| 6、16、81、82、83  | 信号増幅装置         |    |
| 7、17           | ケーブル接続         |    |
| 8、27、40        | 信号変換モジュール      |    |
| 10             | 信号伝送モジュール      |    |
| 11             | 信号処理および/又は制御装置 | 20 |
| 12             | 電力供給装置         |    |
| 18、21          | センサ要素          |    |
| 19             | 空気体積           |    |
| 20             | 空気圧接続管         |    |
| 22             | ファイバ光学的導線      |    |
| 23、26          | 演算増幅器          |    |
| 24             | 信号出力端          |    |
| 25、39          | 供給電圧入力端        |    |
| 28             | 測定信号入力端        |    |
| 29             | 供給電圧出力端        | 30 |
| 30             | フィルタ           |    |
| 31             | 変換器            |    |
| 32             | 直列出力端          |    |
| 33             | マルチプレクサ        |    |
| 34             | 制御線            |    |
| 35、36          | 入力端            |    |
| 37             | 光電変換器          |    |
| 38             | 圧力センサ          |    |
| 40             | 信号変換モジュール      |    |
| 41             | デコーディング装置      | 40 |
| 42、52、55、55、58 | 電力供給装置         |    |
| 43、44、45、46、   | 入・出力端          |    |
| 47             | データ線           |    |
| 48             | 電池             |    |
| 49             | スイッチ           |    |
| 50             | D C D C 変換器    |    |
| 51             | コンデンサ          |    |
| 53             | 太陽電池           |    |
| 54、71          | ファイバ光学的導線      |    |
| 56             | 蛍光コレクタ         | 50 |

- 5 7 蓄積コンデンサ
- 5 9 コイル
- 6 0 電圧出力端
- 6 1、6 9 信号伝送モジュール
- 6 2 送・受信ユニット
- 6 3、6 4 低域通過および高域通過フィルタ
- 6 5 R F アンテナ
- 6 6、7 4 信号伝送モジュール
- 6 7 赤外線伝送ダイオード
- 6 8、7 2 光学的導線
- 7 0 伝送ダイオード
- 7 3 受信センサ
- 7 5 発振器
- 7 6、7 9 超音波変換器
- 7 7、7 8 音波信号導管
- 8 0 超音波検出器

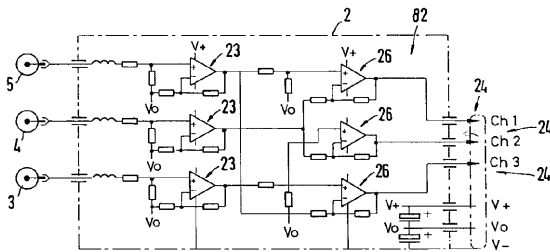
【図1】



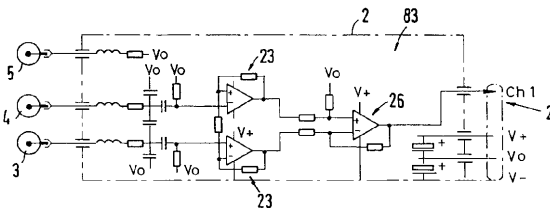
【図2】



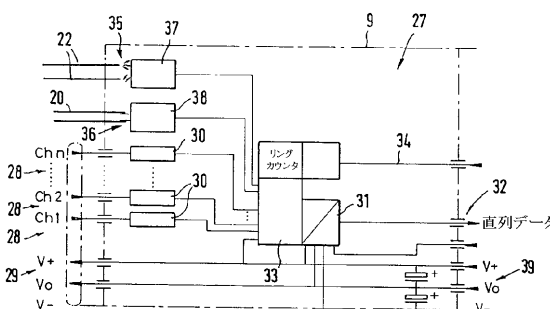
【図3】



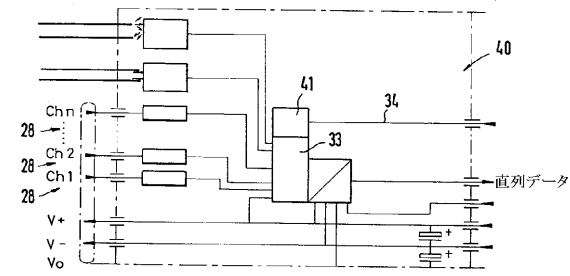
【図4】



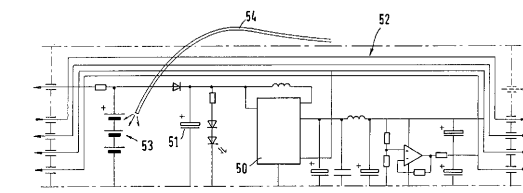
【図5】



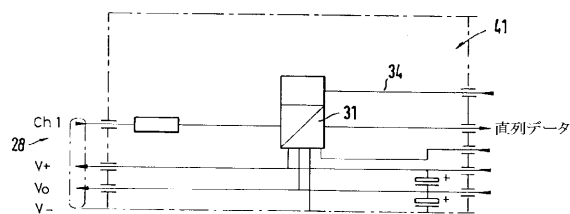
【図 6】



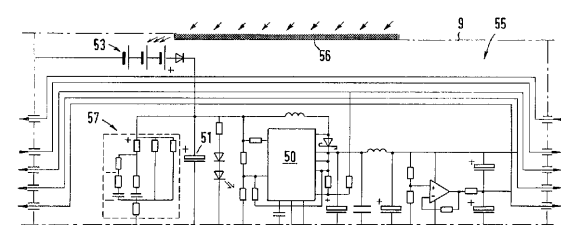
【図 9】



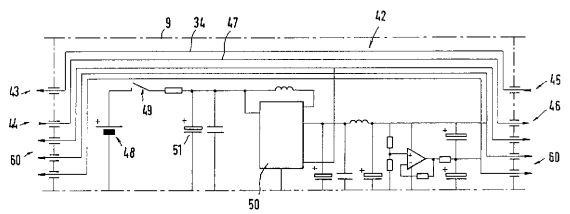
【図 7】



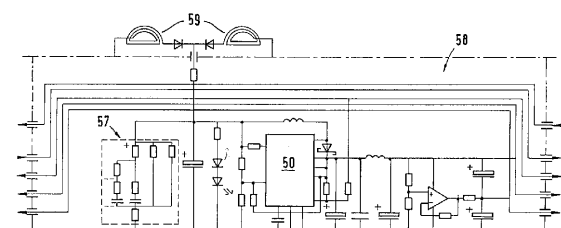
【図 10】



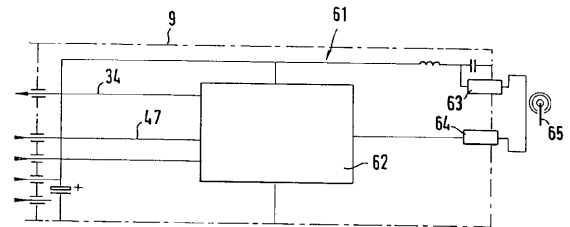
【図 8】



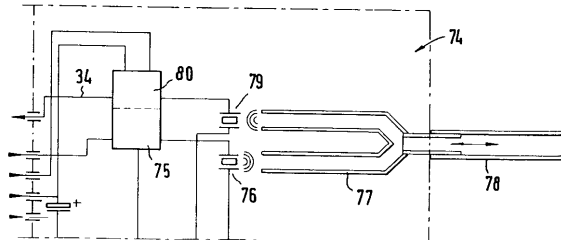
【図 11】



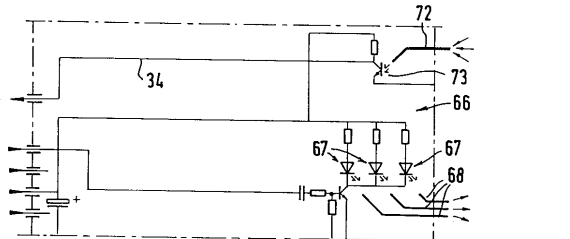
【図 12】



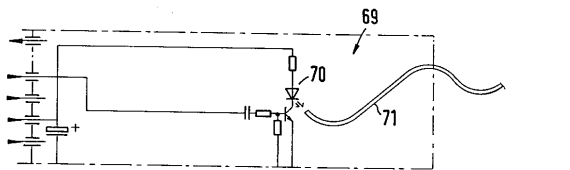
【図 15】



【図 13】



【図 14】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 ヴァルター メルツェンドルファー  
ドイツ連邦共和国 9 1 0 5 6 エルランゲン シュベルリングシュトラッセ 4 7
- (72)発明者 ウルリッヒ シェッツレ  
ドイツ連邦共和国 9 6 1 2 9 シュトゥルレンドルフ ズデーテンシュトラッセ 6

審査官 田中 洋介

- (56)参考文献 特開平08 - 2 5 2 2 4 3 ( J P , A )  
特開平07 - 2 2 2 7 2 6 ( J P , A )  
特開平07 - 2 3 6 6 2 1 ( J P , A )  
特公平02 - 0 0 9 8 1 1 ( J P , B 2 )  
特開平08 - 3 0 4 1 6 4 ( J P , A )  
実開平01 - 0 6 8 0 2 0 ( J P , U )  
特開昭62 - 2 7 7 9 4 7 ( J P , A )  
特開平10 - 2 7 2 1 1 5 ( J P , A )  
特開昭63 - 0 5 1 8 5 2 ( J P , A )  
特開平06 - 2 6 9 4 2 6 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

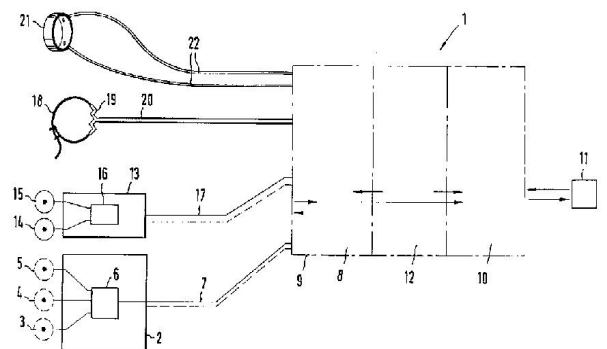
A61B 5/04-5/055

专利名称(译)	生理传感器系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP4339535B2</a>	公开(公告)日	2009-10-07
申请号	JP2001290557	申请日	2001-09-25
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司		
申请(专利权)人(译)	西门子激活日元Gezerushiyafuto		
当前申请(专利权)人(译)	西门子激活日元Gezerushiyafuto		
[标]发明人	ミヒアエルクラーマー ヴァルターメルツェンドルフアー ウルリッヒシエッツレ		
发明人	ミヒアエル クラーマー ヴァルター メルツェンドルフアー ウルリッヒ シエッツレ		
IPC分类号	A61B5/055 A61B5/0428 A61B5/00 G01R33/28		
CPC分类号	A61B5/0428 A61B5/0006 G01R33/28		
FI分类号	A61B5/05.390 A61B5/04.310.B A61B5/055.390		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/BB05 4C027/CC01 4C027/FF01 4C027/FF02 4C027/FF15 4C027/KK00 4C096/AA18 4C096/AB07 4C096/AD27 4C127/AA02 4C127/BB05 4C127/CC01 4C127/FF01 4C127/FF02 4C127/FF15 4C127/KK00		
代理人(译)	山口岩		
审查员(译)	田中洋介		
优先权	10047365 2000-09-25 DE		
其他公开文献	JP2002136502A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

一种生理传感器系统，具有多个测量电极，信号放大装置，电源装置，以及用于信号转换和信号传输到外部信号处理和/或控制装置的电子装置，从而可以获得尽可能不失真的测量信号，从而不会对采集产生不利影响。解决方案：在第一个屏蔽外壳或测量电极和信号放大装置放置在患者附近的表面，第二个屏蔽电源装置和一个放置在患者附近的电子设备信号放大装置分别通过屏蔽和/或绞合电缆连接与电子装置和电源装置连接或可连接。

【图 1】



【图 2】