

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2007-527261
(P2007-527261A)

(43) 公表日 平成19年9月27日(2007.9.27)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/04 3 1 0 B 4 C 0 2 7

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

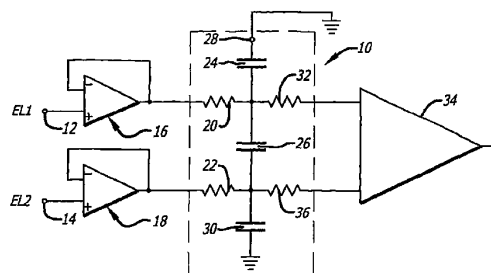
<p>(21) 出願番号 特願2006-518622 (P2006-518622) (86) (22) 出願日 平成16年5月27日 (2004.5.27) (85) 翻訳文提出日 平成17年12月28日 (2005.12.28) (86) 国際出願番号 PCT/US2004/016701 (87) 国際公開番号 W02005/004716 (87) 国際公開日 平成17年1月20日 (2005.1.20) (31) 優先権主張番号 10/611,696 (32) 優先日 平成15年7月1日 (2003.7.1) (33) 優先権主張国 米国 (US)</p>	<p>(71) 出願人 506090406 シグナライフ、インコーポレイテッド アメリカ合衆国 91607 カリフォル ニア、ステュディオ シティー、ローレ ル キャニオン 4705、スイート 2 03 (74) 代理人 100066692 弁理士 浅村 皓 (74) 代理人 100072040 弁理士 浅村 肇 (74) 代理人 100091339 弁理士 清水 邦明 (74) 代理人 100094673 弁理士 林 拓三</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 患者のパラメータを決定する増幅器システム

(57) 【要約】

電極(12、14)は、選ばれた場所で、患者の身体(11)に結合されて、その場所における患者のパラメータ(例えば、心電図)を表す信号を供給する。電極の信号は、マイクロボルトまたはミリボルトの領域にある。電極のインピーダンスは、約200キロオームまで変化する。無限大に近い入力インピーダンス(例えば、 10^{15} オーム)と低出力インピーダンスを有する増幅器(10、16、18、34)は、信号損失を防止する。増幅器の出力に接続された低域通過フィルタは、雑音を除去し、低周波数(例えば、1キロヘルツ)の信号を通過させる。フィルタ及び増幅器は、増幅器をフィルタから物理的にも電気的にも離れた形で、プリント回路基板上に搭載される。別の低域通過フィルタは、増幅器の入力に接続される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の皮膚の選ばれた場所で、それらの場所における患者のパラメータを表す信号を供給する組合せであって、

選ばれた場所で、患者の皮膚に結合されるように構成され、選ばれた場所における患者の身体に関するパラメータを示す信号を供給する電極と、

無限大に近いインピーダンスを有する入力端子を有し、電極からの信号に対応する信号を出力端子に供給する増幅器と、

増幅器に接続されて、雑音を除去し、特別な値よりも低い周波数の信号を通過させるように構成された出力ステージと、

を含む前記組合せ。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の組合せであって、

信号を増幅器に与える前に、電極からの信号から雑音を除去するように電極からの信号に共通モードの除去を行う、

前記組合せ。

【請求項 3】

請求項 1 記載の組合せであって、

増幅器の入力インピーダンスは、約 10^{15} オームである、

前記組合せ。

20

【請求項 4】

請求項 1 記載の組合せであって、

患者の皮膚のインピーダンスは、約 200 キロオームまでの範囲にあり、電極は、患者の皮膚に結合される、

前記組合せ。

【請求項 5】

請求項 2 記載の組合せであって、

増幅器の入力インピーダンスは、約 10^{15} オームであり、

患者の皮膚のインピーダンスは、約 200 キロオームまでの範囲にあり、

電極は、患者の皮膚に結合される、

前記組合せ。

30

【請求項 6】

患者の皮膚の選ばれた場所で、選ばれた場所における患者のパラメータの信号を供給する組合せであって、

患者の皮膚の選ばれた場所に適用され、それらの選ばれた場所における患者のパラメータを表す信号を供給するように構成された電極と、

電極に接続されて、電極における信号を増幅する増幅器と、

増幅器に接続されて、雑音が除去され、特定の周波数領域の信号が低域通過フィルタを通されるように出力を供給する低域通過フィルタと、

高入力インピーダンスと低出力インピーダンスを与える特性を有する増幅器と、

を含む前記組合せ。

40

【請求項 7】

請求項 6 記載の組合せであって、

増幅器は、電極によって供給される信号から雑音を除去する差動増幅器を構成する、

前記組合せ。

【請求項 8】

請求項 6 記載の組合せであって、

増幅器は、電極によって供給される信号から雑音を除去する差動ステージを含む、

前記組合せ。

50

【請求項 9】

請求項 6 記載の組合せであって、
増幅器は、無限大に近い入力インピーダンスを提供する、
前記組合せ。

【請求項 10】

請求項 6 記載の組合せであって、
増幅器及び高域通過フィルタは、プリント回路基板上に搭載されており、また、増幅器は、プリント回路基板上で高域通過フィルタから電氣的に分離されている、
前記組合せ。

【請求項 11】

請求項 9 記載の組合せであって、
高域通過フィルタは、信号を処理する増幅器の動作を容易にするために、高域通過フィルタからの出力の振幅を制限し、
増幅器は、低出力インピーダンスを有する、
前記組合せ。

10

【請求項 12】

請求項 6 記載の組合せであって、
増幅器は、無限大に近い入力インピーダンスを提供し、
増幅器及び高域通過フィルタは、プリント回路基板上に搭載されており、また、増幅器は、プリント回路基板上で高域通過フィルタから電氣的に分離されており、
高域通過フィルタは、信号を処理する増幅器の動作を容易にするために、高域通過フィルタからの出力の振幅を制限し、
増幅器は、低出力インピーダンスを有する、
前記組合せ。

20

【請求項 13】

患者の皮膚の選ばれた場所で、それらの場所における患者のパラメータを表す信号を供給する組合せであって、
患者の皮膚の選ばれた場所に適用され、それらの選ばれた場所における患者のパラメータを表す信号を供給するように構成された第 1 の電極と、
選ばれた場所とは、異なる場所で患者の皮膚に結合されて、基準信号を供給するように構成された第 2 の電極と、
第 1 及び第 2 の電極に接続されて、無限大に近い高入力インピーダンスと、低出力インピーダンスとを提供する特性を有する増幅器と、
増幅器に接続されて、雑音を除去し、比較的高周波数の信号を通過させる高域通過フィルタと、
を含む前記組合せ。

30

【請求項 14】

請求項 13 記載の組合せであって、
増幅器は、第 1 と第 2 との電極間の信号の差分を得るように構成された、
前記組合せ。

【請求項 15】

請求項 13 記載の組合せであって、
増幅器は、雑音を除去する差動的な関係を提供する、
前記組合せ。

40

【請求項 16】

請求項 13 記載の組合せであって、
患者の皮膚と電極のそれぞれ 1 つとの組合せは、約 200 キロオームまでのインピーダンスを有し、また、増幅器は、約 $10^{1.5}$ オームの入力インピーダンスを有する、
前記組合せ。

【請求項 17】

請求項 13 記載の組合せであって、

50

患者の皮膚と電極のそれぞれ1つとの組合せは、約200キロオームまでのインピーダンスを有し、また、増幅器は、約 10^{15} オームの入力インピーダンスを有する、前記組合せ。

【請求項18】

請求項13記載の組合せであって、
各増幅器は、約50オームから75オームの出力インピーダンスを有する、前記組合せ。

【請求項19】

請求項13記載の組合せであって、
増幅器は、第1と第2の電極の信号間の差分を得るように構成され、
増幅器は、雑音を除去する差動的な関係を提供する、
前記組合せ。

10

【請求項20】

請求項19記載の組合せであって、
患者の皮膚と電極のそれぞれ1つとの組合せは、約200キロオームまでのインピーダンスを有し、また、増幅器は、約 10^{15} オームの入力インピーダンスを有し、
各増幅器は、約50オームの出力インピーダンスを有する、
前記組合せ。

【請求項21】

患者の皮膚の選ばれた場所で、それらの場所における患者のパラメータを表す第1の信号を供給するための組合せであって、

20

選ばれた場所の1つで患者の皮膚に結合されて、その場所における患者のパラメータを表す第1の信号を生成する第1の電極と、

選ばれた場所以外の場所で患者の皮膚に結合されて、基準信号を生成する第2の電極と、

第1の電極に結合されて第1の信号を増幅する第1の増幅器であって、無限大に近い入力インピーダンスを有する前記第1の増幅器と、

第2の電極に結合されて第2の信号を増幅する第2の増幅器であって、無限大に近い入力インピーダンスを有する前記第2の増幅器と、

第1及び第2の増幅器に接続されて、雑音を除去し、第1と第2の信号間の差分を表す出力信号を生成する差動回路と、
を含む前記組合せ。

30

【請求項22】

請求項21記載の組合せであって、
第1及び第2の増幅器は、本質的に同一の特性を有する、
前記組合せ。

【請求項23】

請求項21記載の組合せであって、
各増幅器は、約 10^{15} オームの入力インピーダンスを有し、また約50オームから75オームの出力インピーダンスを有する、
前記組合せ。

40

【請求項24】

請求項27記載の組合せであって、
第1及び第2の増幅器は、本質的に同一の特性を有する、
前記組合せ。

【請求項25】

患者の皮膚の選ばれた場所で、それらの場所における患者のパラメータを表す第1の信号を供給する組合せであって、

選ばれた場所の1つで患者の皮膚に結合されて、その場所における患者のパラメータを表す第2の信号を生成する電極と、

50

第1の電極に接続されて電極からの信号を増幅する増幅器であって、無限大に近い入力インピーダンスを有する前記増幅器と、
を含む前記組合せ。

【請求項26】

請求項25記載の組合せであって、
各増幅器は、約 10^{15} オームの入力インピーダンスを有する、
前記組合せ。

【請求項27】

請求項25記載の組合せであって、
増幅器は、増幅器の入力インピーダンスよりもはるかに低い出力インピーダンスを有する、
前記組合せ。 10

【請求項28】

請求項26記載の組合せであって、
増幅器は、約50から75オームの出力インピーダンスを有する、
前記組合せ。

【請求項29】

請求項26記載の組合せであって、
増幅器の出力に結合されて増幅器からの信号を受信する低域通過フィルタと、
増幅器及び低域通過フィルタを保持するプリント回路基板であって、増幅器が低域通過
フィルタに対して物理的及び電氣的に離れた関係にある前記プリント回路基板と、
を含む前記組合せ。 20

【請求項30】

請求項29記載の組合せであって、
電極と増幅器への入力との間に接続されて、特別な周波数より下の信号を通過させる第
2の低域通過フィルタ、
を含む前記組合せ。

【請求項31】

請求項29記載の組合せであって、
差動回路は、第1の差動回路であって、増幅器の出力に接続されて特別な周波数より下
の信号を通過させ雑音を除去する低域通過フィルタとして働き、
第2の差動回路は、電極と増幅器との間に接続されて特別な周波数より下の信号を通過
させ雑音を除去する低域通過フィルタとして働く、
前記組合せ。 30

【請求項32】

請求項1記載の組合せであって、
増幅器は、1つの入力と1つの出力とを有し、
出力ステージは、増幅器の出力に接続されて、
第2のステージは、電極と増幅器の入力との間に接続されて、雑音を除去し、特別な値
より下の周波数の信号を通過させるように構成された、
前記組合せ。 40

【請求項33】

請求項6記載の組合せであって、
増幅器は、1つの入力と1つの出力とを有し、
低域通過フィルタは、第1の低域通過フィルタであって、増幅器の出力に接続されて、
雑音を除去した出力を供給し、また、特別な周波数範囲の信号は、低域通過フィルタを通
され、
第2の低域通過フィルタは、電極と増幅器の入力との間に接続されて、特別な周波数範
囲にある信号を通過させる、
前記組合せ。 50

【請求項 3 4】

請求項 6 記載の組合せであって、
第 1 の低域通過フィルタは、差動的に動作し、
第 2 の低域通過フィルタは、差動的に動作する、
前記組合せ。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、患者の皮膚に結合された電極からの信号を、信号強度の低下及び信号特性の変化なしに増幅するシステムに関する。

10

【背景技術】**【0002】****(発明の背景)**

患者に対して患者の身体の種類臓器の機能の測定が行われる。例えば、患者の心臓、患者の脳及び患者の胃腸の機能の測定が行われる。それらの測定は、一般に、患者の身体の適当な部位（単数または複数）において患者の皮膚に電極を設けることによって行われる。

【0003】

患者の身体の種類臓器の機能の測定には、異なる周波数範囲が関与する。例えば、患者の心臓の測定は、直流から約二百五十ヘルツ（250 Hz）の範囲で行われ、患者の脳の測定は、直流から約百五十ヘルツ（150 Hz）の範囲で行われ、また、患者の胃腸の機能の測定は、直流から約一ヘルツ（1 Hz）の範囲で行われる。

20

【0004】

患者の身体の種類臓器の機能の測定には、微弱な振幅の信号が関与する。例えば、患者の心臓の測定のために患者の皮膚に結合される電極に生成する電圧の範囲は、約一ミリボルトの半分（0.5 mV）から約四ミリボルト（4 mV）の範囲にあり、患者の脳の測定のために患者の皮膚に結合される電極に生成する電圧の範囲は、約五マイクロボルト（5 μ V）から約三百マイクロボルト（300 μ V）の範囲にあり、患者の胃腸の機能に関する電圧の範囲は、約十マイクロボルト（10 μ V）から約千マイクロボルト（1000 μ V）の範囲にある。

30

【0005】

患者の脳、心臓または胃腸のような臓器の機能を測定するために電極が患者の皮膚に結合されるとき、臓器から発生する電圧は、臓器から患者の皮膚を通過して電極に達する必要がある。このことは、多分、電極に生成する電圧がなぜ心臓からは、数ミリボルトの範囲にあり、脳及び胃腸からは、マイクロボルトの範囲にあるかの 1 つの理由である。

【0006】

皮膚は、多くの層を有する。電圧が通過しなければならない患者の皮膚の層数が増えるにつれて、その機能を測定しようとする臓器によって発生する電圧に対する皮膚のインピーダンスが増大する。高インピーダンスの問題は、測定を行うときに患者の皮膚が清浄でなければそれも加わってくる。すなわち、患者の皮膚が示すインピーダンスは、低インピーダンスから約二十万（200,000）オームまで変化する。

40

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0007】**

患者の身体の種類臓器の測定に関して得られるパラメータ（例えば、信号周波数、電圧範囲、皮膚のインピーダンス）が異なることから、患者の身体の種類臓器の機能を測定するために特殊な機器が開発されてきた。例えば、患者の心臓の機能を測定するための機器は、患者の脳や患者の胃腸の機能を測定するためには、使用されない。患者の身体の種類臓器の機能を測定することのできる万能的な機器を提供することの必要性または少なくとも要望が認識されて久しいにも拘わらず、患者の身体の種類臓器の機能を測定す

50

るために別々の機器が使用されてきた。

【0008】

出願人は、患者の生理学的信号を収集する方法及びそのためのシステムについて、2002年11月13日付けで米国特許庁に対して出願番号10/293,105号(代理人のファイル番号RECOM-61830)の出願を行い、この出願10/293,105号を本出願の調書の譲受人に対して譲渡した。出願10/293,105号は、各々のチャンネルが患者の身体の複数の異なる臓器の任意のものの機能を表示する信号を生成する特徴を有する複数のチャンネルを含むシステムを開示及び特許請求している。出願10/293,105号に開示されているように、各チャンネルは、患者の身体の複数の臓器の任意のものに結合されるように適合している。各チャンネルは、そのチャンネルが結合される臓器の任意のものの機能を表す信号を生成するように働く増幅器を含む。

10

【課題を解決するための手段】

【0009】

(発明の好適な実施の形態の簡単な説明)

本発明は、患者の身体の複数の臓器のうちの任意のものからの信号を増幅する増幅器システムを提供し、その増幅器システムが結合される臓器は、どれであってもよい。増幅器システムは、患者の身体の臓器のうち選ばれた任意のものからの信号を、信号強度の低下及び信号の特性の変化なしに増幅するように働く1つの増幅器を含む。

【0010】

本発明の好適な実施の形態に従えば、患者の身体の子ばれた場所に電極が結合されて、その場所における患者のパラメータ(例えば、心電図)を表す信号を供給する。電極の信号は、マイクロボルトまたはミリボルトのオーダーである。患者の皮膚の特性に依存して、電極-皮膚のインピーダンスは、約200キロオームまで変化する。電極の信号は、無限大に近い入力インピーダンス(例えば、 10^{15} オーム)と低い出力インピーダンス(例えば、50オーム)とを有する増幅器に送られる。増幅器のインピーダンスは、電極の信号が増幅器中を信号強度の低下及び信号特性の変化なしに通過することを保証する。増幅器の入力に接続された低域通過フィルタは、雑音を除去し、低周波数(例えば、最大で1キロヘルツ)の信号を通過させる。

20

【実施例】

【0011】

(発明の好適な実施の形態の詳細な説明)

図3は、患者の皮膚の異なる複数の層の簡略化した模式的斜視図である。明らかなように、患者の皮膚には、複数の層がある。図面左側の括弧は、層のグループ化を表す。これらの括弧で括った層のグループは、それぞれ表皮、真皮及び皮下と呼ばれる。それらは、角質層、障壁、顆粒層、基底層及び真皮乳頭層と呼ばれる層を含む。

30

【0012】

図3の各層は、インピーダンスを有する。これは、図4に模式的に示されているが、この図は、電極、ジェル、表皮及び真皮と皮下層との組合せを示している。図4で、ジェルは、電極を表皮層に対して最小のインピーダンスで結合させるために、電極と表皮との間に供給されているように示されている。

40

【0013】

図5は、図1の電極12を患者の皮膚11に結合させて、これも図1に示された増幅器システムへの信号の導入を行う様子を示す模式図である。図4のジェル13は、電極を患者の表皮層に接着させるように、電極10と患者の表皮との間に供給される。患者の皮膚の各層は、インピーダンスを有するため、患者の皮膚のインピーダンスを合成したものは、各層を徐々に剥離していけば徐々に減少していく。患者の皮膚のすべての層が揃っているとき、患者の皮膚のインピーダンスは、約二十万(200,000)オームのオーダーである。しかし、図1に示された増幅器システムは、積み重なった層が患者の皮膚11から除去されずに電極10が表皮層に結合されたときでも、満足できる動作をするように構成されている。

50

【0014】

図1は、本発明の好適な実施の形態を構成し、一般に10で示された増幅器システムの主としてブロック図で表した回路図である。増幅器システム10は、一对の電極12及び14を含み、その各々は、患者の身体の選ばれた場所で、適当な方法で患者の皮膚に結合される。電極12及び14は、同一の構造であることが望ましい。電極12は、患者の身体の上の選ばれた1つの場所に位置して、患者の身体の一つの臓器の機能的な特性に関連する信号を発生する。臓器は、例えば、患者の心臓、脳または患者の胃腸である。電極14は、選ばれた場所から離れた位置で患者の身体の上の皮膚に位置して基準信号を供給する。電極12と14の信号間の差分は、患者の心臓のような患者の臓器の選ばれたものの機能的な特性を表す。

10

【0015】

電極12の信号は、一般に16で示される増幅器の入力端子に供給される。増幅器16は、第2の入力端子も有しており、それは、増幅器の出力に接続される。このように、増幅器は、単位利得として働く。増幅器16は、米国、アリゾナ州、フェニックスにあるBURR-BROWN社から購入できる例えばOPA129増幅器でよい。同様に、電極14からの信号は、一般に18で示され、増幅器16と同一の増幅器の入力端子に供給される。増幅器18は、入力端子を有し、それは、増幅器の出力端子に接続されて、増幅器が単位利得として働くようになっている。

【0016】

抵抗20と22は、それぞれ増幅器16と18の出力端子につながっている。抵抗20は、コンデンサ24及び26の第1の端子に接続される。コンデンサ24の第2の端子は、アースのような基準電位を受け取る。抵抗22からコンデンサ26の第2の端子と、コンデンサ30の第1の端子とに接続が設けられ、後者の第2の端子には、アースのような基準電位が供給される。抵抗20及び22は、等しい値を有することができ、また、コンデンサ24と30も同じ値を有することができる。

20

【0017】

抵抗32の1つの端子は、コンデンサ24と26の共通端子に接続される。抵抗32の他方の端子は、増幅器34の第1の入力端子と共通な接続を有する。同様に、抵抗32の値と同じ値を有する抵抗36は、コンデンサ26と30に共通する端子に一端を接続されて、また増幅器34の第2の入力端子に他端を接続される。

30

【0018】

増幅器16及び18は、同一の構造を有するため、それらは、電極12と14の信号間の差分を表す信号を供給する。これは、増幅器システム10によって決めようとする患者の臓器の機能的な特性を表示する。電極12及び14は、患者の身体上の皮膚上で互いに位置がずれているが、それらは、同じ雑音信号を受信する傾向を持つ。この結果、増幅器16と18の出力端子上の信号間の差分は、雑音を全く含まない。

【0019】

電極12及び14は、それぞれ増幅器16及び18に対して約 10^6 オームの入ピーダンスを与える。各増幅器16及び18は、それぞれ約 10^{15} オームの入力インピーダンスを与える。このインピーダンスは、非常に大きいので、無限大に近いと考えてよい。これは、増幅器16及び18をあたかも入力開放状態にあるかのように動作させることにつながる。増幅器16及び18の各々の出力インピーダンスは、約50オームから75オームである。

40

【0020】

増幅器16及び18の各々の入力における等価的な開放回路のために、増幅器16及び18の各々からの出力信号は、それらの増幅器への入力信号に対応するものとなり、増幅器への入力信号の振幅に比べて低下した振幅を持つことは、ない。このことは、電極12及び14のマイクロボルトやミリボルトといった信号の生成の観点から重要な点である。

【0021】

コンデンサ24、26及び30と、抵抗20及び22は、低域通過フィルタ及び差動回

50

路を構成し、電極 1 2 及び 1 4 の雑音を除去するように動作する。コンデンサ 2 4、2 6 及び 3 0 は、また、電極 1 2 及び 1 4 の信号間の共通部分を除去する信号を供給するように動作するため、患者の身体の選ばれた臓器に関して決定しようとする機能に固有の信号だけが残る。コンデンサ 2 4、2 6 及び 3 0 は、低域通過フィルタとして動作し、約 1 キロヘルツ (1 K H z) までの範囲の信号を通過させる。約 1 キロヘルツ (1 K H z) を超える周波数を有する信号は、減衰する。

【 0 0 2 2 】

増幅器 1 6 と 1 8 は、同一である。このため、増幅器 1 6 の構造及び動作についての説明は、増幅器 1 8 にも同様に適用できる。増幅器 1 6 は、図 2 に詳細に示されている。それは、米国アリゾナ州、フェニックスの B U R R - B R O W N 社によって製造・販売されており、B U R R - B R O W N によって O P A 1 2 9 増幅器として設計されている。

10

【 0 0 2 3 】

図 2 に示されたように、増幅器 1 6 は、電極 1 2 の信号を受信し、それらの信号をトランジスタ 5 2 のゲートに供給する入力端子 5 0 を有する。トランジスタ 5 2 のソースは、端子 5 6 から抵抗 5 4 を介して正の電圧を受信する。トランジスタ 5 2 のエミッタは、雑音のないカスコード 5 8 の入力端子と共通している。

【 0 0 2 4 】

別の端子 6 0 は、電極 1 4 の信号を受信し、それらの信号をトランジスタ 6 4 のゲートに供給する。トランジスタ 6 4 のソースから抵抗 6 6 の 1 つの端子に接続が行われ、その他方の端子は、端子 5 6 から電圧を受信する。トランジスタ 6 4 のエミッタは、雑音のないカスコード 5 8 の入力端子と共通している。抵抗 6 6 は、抵抗 5 4 の値に等しい値を有し、トランジスタ 5 2 と 6 4 は、同一の特性を有する。

20

【 0 0 2 5 】

等しい値を有する抵抗 6 8 及び 7 0 の第 1 の端子は、それぞれ雑音のないカスコード 5 8 の出力端子と、増幅器 7 4 の入力端子に接続される。増幅器 7 4 は、端子 7 6 に出力を供給する。端子 7 6 からの出力は、入力端子 6 0 に供給される。増幅器 7 4 は、端子 5 6 の正の電圧を受信し、また、端子 7 8 の負の電圧を受信する。抵抗 6 8 及び 7 0 の第 2 の端子から端子 7 8 に接続がなされる。

【 0 0 2 6 】

トランジスタ 5 2 と 6 4 は、差動的に動作して、トランジスタのゲート間に約 10^{15} オームの入力インピーダンスを提供する。増幅器 1 6 からの出力インピーダンスは、約 5 0 オームから 7 5 オームである。約 10^{15} オームという高い入力インピーダンスのせいで、増幅器 1 6 は、無限大に近い入力インピーダンスを提供する。これは、増幅器 1 6 の入力に等価的に回路開放を与える。これは、本質的に、入力端子 5 0 に供給されるすべての電圧を増幅器 1 6 の出力に供給させることにつながる。これは、増幅器 1 6 の出力における約 5 0 オームから 7 5 オームという低いインピーダンスによって促進される。この電圧は、電極 1 2 における電圧の特性に対応した特性を有する。

30

【 0 0 2 7 】

増幅器 1 6 及び 1 8 からの出力信号は、それぞれコンデンサ 2 4 と 2 6 の共通端子及びコンデンサ 2 6 と 3 0 の共通端子に供給される。コンデンサ 2 4、2 6 及び 3 0 は、低域通過フィルタとして動作し、雑音を除去し、電極 1 2 及び 1 4 の信号間の差分を表す出力信号を供給する。

40

【 0 0 2 8 】

コンデンサ 2 4、2 6 及び 3 0 は、米国特許庁に 2 0 0 2 年 1 1 月 1 3 日付で出願され、本出願の調書の譲受人に調書の譲渡された出願番号 1 0 / 2 9 3 , 1 0 5 号 (代理人のファイル番号 R E C O M - 6 1 8 3 0) の低域通過フィルタ 7 6 のコンデンサ C 2、C 1 および C 3 に対応する。出願 1 0 / 2 9 3 , 1 0 5 号のコンデンサ C 2、C 1 及び C 3 は、その出願の図 8 - 1 (図 4 にも示されている) の低域通過フィルタ 7 6 に含まれる。低域通過フィルタ 7 6 は、雑音を除去し、約 1 キロヘルツ (1 K H z) までの周波数範囲の信号を通過させる。低域通過フィルタの構造及び動作についてこれ以上詳しい情報を必要

50

とするときは、同時係属出願 10 / 293 , 105 を参照することによってこの情報を得ることができる。

【0029】

図6は、図1に示された増幅器システム10の修正を含む好適な実施の形態を一般に81で示す。これは、図1に示された増幅器システム10と同一であるが、図1にこれも示されたコンデンサ24、26及び30にそれぞれ対応するコンデンサ82、84及び86を含む点が異なる。コンデンサ82、84及び86は、増幅器16及び18の入力に低域通過フィルタとして接続される。コンデンサ24、26及び30と同様に、コンデンサ82、84及び86も低域通過フィルタとして動作する。コンデンサ82、84及び86を加えることで一定の利点がある。例えば、それは、増幅器システム80を雑音が一切通過しないことを保証する。更に、それは、増幅器システム80が、増幅器システムが患者の心臓の特性を測定するために携帯型システムに組み込まれたときでも安定な出力信号を供給することを保証する。

10

【0030】

本発明は、特別な実施の形態を参照しながら開示及び説明してきたが、そこに含まれる原理は、当業者には明らかな数多くのその他の実施の形態で使用できるように適用できる。従って、本発明は、特許請求の範囲によってのみ制限されるべきである。

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図1】本発明の好適な実施の形態を構成する一对の増幅器及び一对の電極を含む増幅器システムについての本質的にブロック図で表した回路図。

20

【図2】図1に示された増幅器システムに含まれる増幅器の1つについての回路図。

【図3】患者の皮膚の異なる層の模式的斜視図。

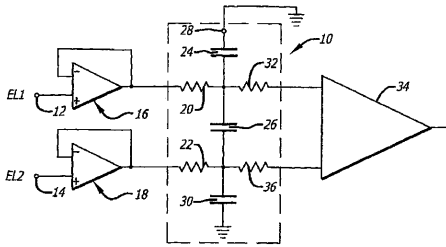
【図4】電極、患者の皮膚（簡略化された形で）、及び電極と患者の皮膚との間の結合を促進するジェルを示し、更に、電極、ジェル及び患者の皮膚で構成されるインピーダンス網を示す簡略化した正面図。

【図5】患者の身体の臓器（例えば、心臓）から図1及び2にも示された増幅器システムに信号を供給するために、図1の電極を患者の皮膚に結合する様子を模式的に示す斜視図。

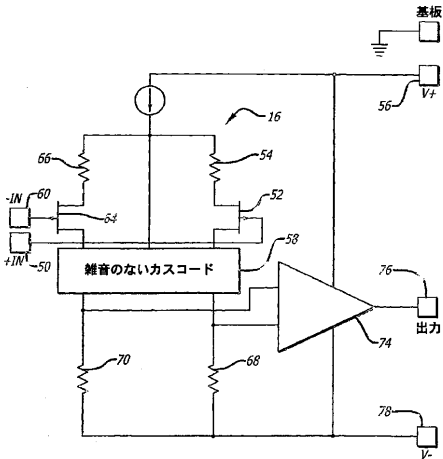
【図6】図1に示したもののから修正されたシステムについての本質的にブロック図で表した回路図。

30

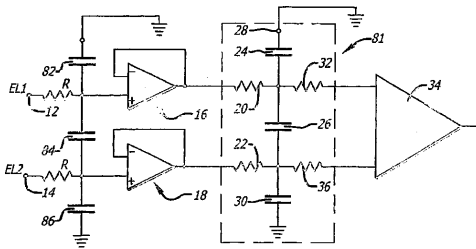
【図1】



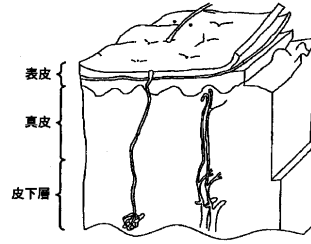
【図2】



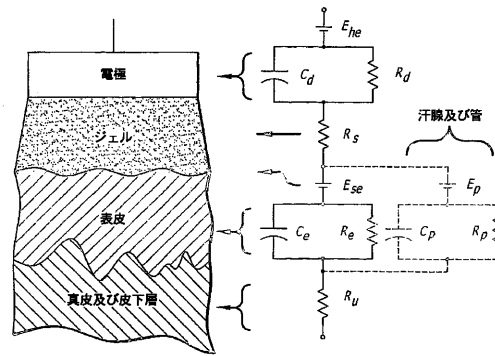
【図6】



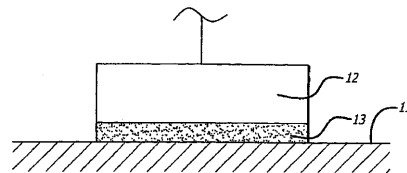
【図3】



【図4】



【図5】



【手続補正書】

【提出日】平成18年1月16日(2006.1.16)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

選ばれた場所で、患者の身体に結合された電極は、その場所における患者のパラメータ（例えば、心電図）を表す信号を供給する。患者の皮膚の特性に依存して、電極インピーダンスは、約200キロオームまで変化する。電極の信号は、無限大に近い入力インピーダンス（例えば、 10^{15} オーム）と低い出力インピーダンス（例えば、50-75オーム）を有する増幅器に送られる。増幅器のインピーダンスは、電極の信号が信号強度の低下及び信号特性の変化なしに増幅器を通過することを保証する。基準を構成する第2の電極を第1の増幅器に対応する第2の増幅器に接続される。差動的に接続されることにより、これらの増幅器は、極端ではあるが、患者の動きに起因して生ずる雑音を除去する。増幅器の出力に接続された低域通過フィルタは、雑音を除去し、低周波数（例えば、1キロヘルツ）の信号を通過させる。別の1つの低域通過フィルタを増幅器の入力に差動的に接続することもできる。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0018

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0018】

増幅器16及び18は、同一の構造を有するため、それらは、電極12と14の信号間の差分を表す信号を供給する。これは、増幅器システム10によって決めようとする患者の臓器の機能を表示する。電極12及び14は、患者の身体上の皮膚上で互いに位置がずれているが、それらは、同じ雑音信号を受信する傾向を持つ。この結果、増幅器16と18の出力端子上の信号間の差分は、雑音を全く含まない。雑音は、患者の動きに起因して生ずる信号の変動を含むと考えられる。例えば、患者が走ったり、歩いたり、飛び上がったことによつて雑音が発生する。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0020

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0020】

増幅器16及び18の各々の入力における等価的な開放回路のために、増幅器16及び18の各々からの出力信号は、その増幅器への入力信号に対応するものとなり、増幅器への入力信号の振幅に比べて低下した振幅を持つことは、ない。このことは、電極12及び14のマイクロボルトやミリボルトといった信号の生成の観点から重要な点である。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0021

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0021】

コンデンサ24、26及び30と、抵抗20及び22は、低域通過フィルタ及び差動回路を構成し、電極12及び14のすべての雑音を更に除去するように動作する。コンデンサ24、26及び30は、また、電極12及び14の信号間の共通部分を除去する信号を供給するように動作するため、患者の身体の選ばれた臓器に関して決定しようとする機能に固有の信号だけが残る。コンデンサ24、26及び30は、低域通過フィルタ及び差動回路として動作し、約1キロヘルツ(1KHz)までの範囲の信号を通過させる。約1キロヘルツ(1KHz)を超える周波数を有する信号は、減衰する。

【手続補正6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0026

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0026】

トランジスタ52と64は、差動的に動作して、トランジスタのゲート間に約 10^{15} オームの入力インピーダンスを提供する。増幅器16からの出力インピーダンスは、約50オームから75オームである。約 10^{15} オームという高い入力インピーダンスのせいで、増幅器16は、無限大に近い入力インピーダンスを提供する。これは、増幅器16の入力に等価的に回路開放を与える。これは、本質的に、入力端子50に供給されるすべての電圧を増幅器16の出力に供給させることにつながる。これは、増幅器16の出力における約50オームから75オームという低いインピーダンスによって促進される。この電圧は、電極12における電圧の特性に対応した特性を有する。増幅器16及び18の各々の高入力インピーダンス及び低出力インピーダンスは、増幅器によって信号が生成されている間に、患者の動きに起因して、除去されるべき雑音を増幅器内に発生させる。増幅器16と18の差動的な関係は、増幅器の出力において、除去されるべき雑音を発生させる。

【手続補正7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0027

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0027】

増幅器16及び18からの出力信号は、それぞれコンデンサ24と26の共通端子及びコンデンサ26と30の共通端子に供給される。コンデンサ24、26及び30は、低域通過フィルタとして動作し、雑音を更に除去し、電極12及び14の信号間の差分を表す出力信号を供給する。

【手続補正8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0029

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0029】

図6は、図1に示された増幅器システム10の修正を含む好適な実施の形態を一般に81で示す。これは、図1に示された増幅器システム10と同一であるが、図1にこれも示されたコンデンサ24、26及び30にそれぞれ対応するコンデンサ82、84及び86を含む点異なる。コンデンサ82、84及び86は、増幅器16及び18の入力に低域通過フィルタとして接続される。コンデンサ24、26及び30と同様に、コンデンサ82、84及び86も低域通過フィルタとして動作する。コンデンサ82、84及び86を加えることで一定の利点がある。例えば、それは、増幅器システム81を雑音が一切通過

しないことを保証する。更に、それは、増幅器システム 8 1 が、増幅器システムが患者の心臓の特性を測定するために携帯型システムに組み込まれたときでも、また、患者が走ったり、飛んだりする激しい運動をしているときでも、安定な出力信号を供給することを保証する。

【手続補正 9】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の皮膚の選ばれた場所で、それらの場所における患者のパラメータを表す信号を供給する組合せであって、

選ばれた場所の 1 つで患者の皮膚に結合されるように構成され、選ばれた場所の 1 つにおける患者の身体に関するパラメータを示す信号を供給する電極と、

無限大に近いインピーダンスを有する入力端子を有し、患者の動きに起因して生ずるあらゆる雑音を除去するように電極からの信号に対応する信号を出力端子に供給する増幅器と、

増幅器に接続されて、雑音を除去し、特別な値よりも低い周波数の信号を通過させるように構成された出力ステージと、

を含む前記組合せ。

【請求項 2】

請求項 1 記載の組合せであって、

第 2 の電極は、第 1 の電極から離れた場所で患者の皮膚に結合されるように構成されており、第 1 の増幅器に対応する第 2 の増幅器は、第 2 の電極に接続されており、

増幅器によって供給される信号から雑音を除去するように電極からの信号に共通モードの除去を行う、

前記組合せ。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 記載の組合せであって、

増幅器の入力インピーダンスは、約 10^{15} オームであり、

患者の皮膚のインピーダンスは、約 200 キロオームまでの範囲にあり、また、電極は、患者の皮膚に結合される、

前記組合せ。

【請求項 4】

請求項 2 または 3 記載の組合せであって、

各増幅器の入力インピーダンスは、約 10^{15} オームであり、

患者の皮膚のインピーダンスは、約 200 キロオームまでの範囲にあり、

各電極は、患者の皮膚に結合される、

前記組合せ。

【請求項 5】

患者の皮膚の選ばれた場所の 1 つで、選ばれた場所の 1 つにおける患者のパラメータの 1 つの信号を供給する組合せであって、

患者の皮膚の選ばれた場所の 1 つに適用され、その選ばれた場所における患者のパラメータを表す信号を供給するように構成された電極と、

電極に接続されて、電極における信号を、患者の動きに起因して生ずる雑音を生成することなく増幅する増幅器と、

増幅器に接続されて、すべての残存する雑音が除去され、特定の周波数領域の信号が低域通過フィルタを通されるよう出力を供給する低域通過フィルタと、

高入力インピーダンスと低出力インピーダンスを与える特性を有する増幅器と、

を含む前記組合せ。

【請求項 6】

請求項 5 記載の組合せであって、
患者の皮膚に接続された第 2 の電極は、基準を供給し、
増幅器は、患者の動きに起因して雑音が生ずるときに電極によって供給される信号から雑音を除去する差動増幅器を構成する、
前記組合せ。

【請求項 7】

請求項 6 記載の組合せであって、
増幅器は、それらの電極によって供給される信号から雑音を除去する差動ステージを含む、
前記組合せ。

【請求項 8】

請求項 5 - 7 の任意の項記載の組合せであって、
増幅器の出力は、低域通過フィルタに与えられ、
低域通過フィルタは、信号処理における増幅器の動作を容易にするために低域通過フィルタからの出力の振幅を制限する、
前記組合せ。

【請求項 9】

患者の皮膚の選ばれた場所で、それらの場所における患者のパラメータを表す信号を供給する組合せであって、
患者の皮膚の選ばれた場所の第 1 の場所に結合されて、その場所における患者のパラメータを表す信号を供給するように構成された第 1 の電極と、
第 1 の場所とは、異なる選ばれた場所の第 2 の場所で患者の皮膚に結合されて、基準信号を供給するように構成された第 2 の電極と、
第 1 及び第 2 の電極にそれぞれ接続されて、患者の動きに起因して生ずる雑音を除去するように無限大に近い高入力インピーダンスと、低出力インピーダンスとを提供する特性を有する一対の増幅器と、
増幅器に接続されて、雑音を除去し、比較的低周波数の信号を通過させる低域通過フィルタと、
を含む前記組合せ。

【請求項 10】

請求項 9 記載の組合せであって、
増幅器は、患者の動きに起因して生ずる雑音を除去する差動的な関係を提供し、及び
患者の皮膚と電極のそれぞれ 1 つとの組合せは、約 200 キロオームまでのインピーダンスを有し、また、各増幅器は、約 10^{15} オームの入力インピーダンスを有し、患者の動きに起因して生ずる雑音を除去するように他の増幅器と比べて本質的に同一の構成を有し、
増幅器は、本質的に同一の構成を有する、
前記組合せ。

【請求項 11】

請求項 9 または 10 記載の組合せであって、
各増幅器は、約 50 オームから 75 オームの出力インピーダンスを有し、
増幅器は、第 1 と第 2 の電極の信号間の差分を得るように構成され、
増幅器は、雑音を除去し、患者の動きに起因して生ずる信号を除去する差動的な関係を提供する、
前記組合せ。

【請求項 12】

患者の皮膚の選ばれた場所で、それらの場所における患者のパラメータを表す信号を供給するための組合せであって、

選ばれた場所の1つで患者の皮膚に結合されて、その場所における患者のパラメータを表す第1の信号を生成する第1の電極と、

選ばれた場所の1つ以外の場所で患者の皮膚に結合されて、基準信号を生成する第2の電極と、

第1の電極に結合されて第1の信号を増幅する第1の増幅器であって、無限大に近い入力インピーダンスを有する前記第1の増幅器と、

第2の電極に結合されて第2の信号を増幅する第2の増幅器であって、無限大に近い入力インピーダンスを有する前記第2の増幅器と、

第1及び第2の電極に差動的に接続されて、患者が動いている間も雑音を除去し、第1と基準信号間の差分を表す出力信号を生成する第1及び第2の増幅器と、
を含む前記組合せ。

【請求項13】

請求項12記載の組合せであって、

第1及び第2の増幅器は、本質的に同一の特性を有し、第1及び第2の電極は、本質的に同一の特性を有し、

各増幅器は、約 10^{15} オームの入力インピーダンスを有し、また約50オームから75オームの出力インピーダンスを有する、
前記組合せ。

【請求項14】

患者の皮膚の選ばれた場所で、それらの場所における患者のパラメータを表す信号を供給する組合せであって、

選ばれた場所の1つで患者の皮膚に結合されて、その場所における患者のパラメータを表す信号を生成する第1の電極と、

選ばれた場所の1つから離れた1つの場所で患者の皮膚に結合されて、基準信号を生成する第2の電極と、

第1及び第2の電極に差動的に接続されて、それらの電極からの信号間の差分を表す低周波数信号を生成する低域通過フィルタと、

低域通過フィルタに差動的に接続されて、患者の動きに起因して低域通過フィルタに生成されるすべての雑音を除去する一対の本質的に同一の増幅器であって、各増幅器は、無限大に近い入力インピーダンスを有する前記一対の増幅器と、
を含む前記組合せ。

【請求項15】

請求項14記載の組合せであって、

各増幅器は、約 10^{15} オームの入力インピーダンスを有し、

各増幅器は、増幅器の入力インピーダンスよりも大幅に低い値を有する出力インピーダンスを有する、
前記組合せ。

【請求項16】

請求項14または15記載の組合せであって、

増幅器からの出力を供給する一対の出力端子を含む一対の増幅器と、

増幅器の出力端子に差動的に接続されて、増幅器の出力端子の信号間の差分を表す低周波数信号を通過させる低域通過フィルタと、

同一の特性を有する電極と、

同一の特性を有する増幅器と、

を含む前記組合せ。

【請求項17】

請求項14 - 16の任意の記載の組合せであって、

低域通過フィルタは、増幅器の対に差動的に接続された複数のコンデンサを含む、
前記組合せ。

【請求項18】

請求項 14 - 17 の任意の記載の組合せであって、
増幅器は、それぞれ第 1 及び第 2 の電極に接続された端子を有する一対のトランジスタを含む、
前記組合せ。

【請求項 19】

請求項 5 記載の組合せであって、
増幅器は、1つの入力と1つの出力とを有し、
低域通過フィルタは、第 1 の低域通過フィルタであって、増幅器の出力に接続されて、雑音を除去した出力を供給し、また、特別な周波数範囲の信号は、低域通過フィルタを通過させ、

第 2 の低域通過フィルタは、電極と増幅器の入力との間に接続されて、特別な周波数範囲の信号を通過させる、

前記組合せ。

【請求項 20】

請求項 19 記載の組合せであって、
第 1 の低域通過フィルタは、差動的に動作し、
第 2 の低域通過フィルタは、差動的に動作する、

前記組合せ。

【請求項 21】

患者の皮膚の選ばれた場所で、それらの場所における患者のパラメータを表す信号を供給する組合せであって、

選ばれた場所のそれぞれ 1 つの場所で患者の皮膚に結合され、選ばれた 1 つの場所における患者の身体に関するパラメータを示す信号を供給するように構成された電極と、

電極からの信号を、信号強度の低下及び信号特性の変化なしに通過させるように構成された増幅器と、
を含む前記組合せ。

【請求項 22】

請求項 21 記載の組合せであって、
増幅器に接続されて、増幅器からの信号中の雑音を除去する回路、
を含み、

回路は、雑音を除去する低域通過フィルタとして動作する、

前記組合せ。

【請求項 23】

患者の皮膚の選ばれた場所で、それらの場所における患者のパラメータを表す信号を供給する組合せであって、

間隔をおいた一対の選ばれた場所で、患者の皮膚に結合されて、間隔をおいた一対の選ばれた場所におけるパラメータを表す信号を供給するように構成された一対の電極と、

電極に接続されて、電極の信号の強度を低下させることなく、また、電極の信号の差分の特性を変化させることなく、電極のそれぞれ 1 つからの信号を通過させて、電極間の信号の差分を表す出力信号を供給するように構成された一対の増幅器であって、互いに差動的に接続されて、電極の信号を発生させる間に患者の動きに起因して発生する雑音を除去する特性を備える前記一対の増幅器と、

を含む前記組合せ。

【請求項 24】

請求項 23 記載の組合せであって、
増幅器に接続されて、電極の信号間の差分を表す信号中の雑音を更に減らす差動回路と、

雑音を更に減らすための低域通過フィルタとして動作する前記差動回路と、及び
電極は同一の特性を有し、増幅器は同一の特性を有する、

前記組合せ。

【請求項 25】

患者の皮膚の選ばれた場所で、それらの場所における患者のパラメータを表す信号を供給する組合せであって、

選ばれた場所の第1及び第2の場所で患者の皮膚にそれぞれ結合されて、それらの場所における患者のパラメータを表す第1及び第2の信号を供給するように構成された第1及び第2の電極と、

直列に接続された第1、第2及び第3のコンデンサと、

第1及び第3のコンデンサは、それぞれ基準電位を供給する第1の端子と、第2のコンデンサの端子のそれぞれ1つに接続された第2の端子とを有し、

第1及び第3のコンデンサの第2の端子は、それぞれ第1及び第2の信号を受信するように接続されて、第2のコンデンサの両端に第1と第2の信号間の差分を構成する第3の信号を供給し、

第2のコンデンサの端子にそれぞれ接続されて、患者の動きに起因して第2のコンデンサに生ずる雑音を除去するように高入力インピーダンスと低出力インピーダンスを提供する一対の増幅器であって、各増幅器は、単位利得を有する前記一対の増幅器と、を含む前記組合せ。

【請求項 26】

請求項 25 記載の組合せであって、

第1及び第2の電極は、本質的に同一の特性を有し、また、一対の増幅器は、本質的に同一の特性を有し、及び第1及び第3のコンデンサは、本質的に同一の特性を有し、

増幅器は、無限大に近い入力インピーダンスを有し、低出力インピーダンスを有し、及び本質的に同一の特性を有し、及び

第1の抵抗は、第1の電極と第1のコンデンサの第2の端子との間に接続されて、第1のコンデンサと一緒に第1の低域通過フィルタを構成し、また、第1の増幅器の入力端子に接続されており、

第2の抵抗は、第2の電極と第3のコンデンサの第2の端子との間に接続されて、第3のコンデンサと一緒に第2の低域通過フィルタを構成し、また、第2の増幅器の入力端子に接続されており、

第1及び第2の抵抗は、本質的に同一の特性を有する、前記組合せ。

【請求項 27】

請求項 25 または 26 記載の組合せであって、

第1及び第2の低域通過フィルタは、差動的に接続されて、第2のコンデンサの両端に雑音のない信号を供給し、

第1及び第2の電極は、本質的に同一の特性を有し、また、第1及び第3のコンデンサは、本質的に同一の特性を有し、

各増幅器は、無限大に近い入力インピーダンスを有し、また、低出力インピーダンスを有し、

第4、第5及び第6のコンデンサは、直列に接続されて、第4、第5及び第6のコンデンサの各々は、第1及び第2の端子を有し、また、第4及び第6のコンデンサの第1の端子は、基準電位にあり、また、第4及び第6のコンデンサの第2の端子は、それぞれ第5のコンデンサの第1及び第2の端子に接続されている、

前記組合せ。

【請求項 28】

請求項 25 - 27 の任意の項記載の組合せであって、

各増幅器は、第1及び第2の入力端子と、1つの出力端子を有し、

各増幅器の第1の入力端子は、電極の1つに接続されており、また、各増幅器の第2の入力端子は、増幅器の出力端子に接続されており、

各増幅器の入力端子間のインピーダンスは、無限大に近く、また、各増幅器の出力インピーダンスは、増幅器の入力端子間のインピーダンスに比べて低い、

前記組合せ。

【請求項 29】

患者の皮膚の選ばれた場所で、それらの場所における患者のパラメータを表す信号を供給する組合せであって、

選ばれた第 1 及び第 2 の場所で患者の皮膚に接続されて、それらの場所における患者のパラメータを表す信号を供給する第 1 及び第 2 の電極と、

第 1 及び第 2 の電極にそれぞれ接続されて、それらの電極において生成される信号に対応する信号を供給する第 1 及び第 2 の増幅器であって、それぞれは、高入力インピーダンスと低出力インピーダンスを有する第 1 及び第 2 の増幅器と、

第 1 及び第 2 の増幅器の出力にそれぞれ接続された第 1 及び第 2 の低域通過フィルタであって、第 1 及び第 2 の増幅器の出力間の差分を表す出力信号を供給するように差動的に接続されており、それぞれは、第 1 及び第 2 のコンデンサを含み、それらがフィルタからの出力を供給する第 1 及び第 2 の低域通過フィルタと、

第 1 及び第 2 のコンデンサと直列に接続されて、第 1 及び第 2 のコンデンサの信号間の差分を表す出力を供給する第 3 のコンデンサと、
を含む前記組合せ。

【請求項 30】

請求項 29 記載の組合せであって、

電極は、本質的に同一の特性を有し、低域通過フィルタは、本質的に同一の特性を有し、第 1 及び第 2 の増幅器は、本質的に同一の特性を有し、

第 1 及び第 2 の増幅器は、各々、無限大に近い入力インピーダンスと、増幅器の入力インピーダンスと比べて低い出力インピーダンスを有する演算増幅器を構成する、
前記組合せ。

【請求項 31】

請求項 29 または 30 記載の組合せであって、

第 1 及び第 2 の増幅器は、各々、第 1 及び第 2 の入力端子と 1 つの出力端子を有し、各増幅器の第 1 の入力端子は、電極のそれぞれ 1 つに接続されており、また、各増幅器の第 2 の入力端子は、増幅器の出力端子に接続されており、

各増幅器は、無限大に近い入力インピーダンスと、入力インピーダンスの値と比べて低い出力インピーダンスを有する演算増幅器を構成する、
前記組合せ。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

		International Application No PCT/US2004/016701
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B5/04 H03F3/45 H03F1/56		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B H03F		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2001/021813 A1 (YONCE DAVID J) 13 September 2001 (2001-09-13) paragraph [0068]; figures 3-6	1-34
A	US 5 392 784 A (GUDAITIS ALGIRD M) 28 February 1995 (1995-02-28) the whole document	1-34
A	US 4 679 002 A (ZOMP JOHN M ET AL) 7 July 1987 (1987-07-07) the whole document	1-34
A	US 4 075 572 A (CAVIGELLI GEORGE A) 21 February 1978 (1978-02-21) the whole document	1-34
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "Z" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 29 October 2004		Date of mailing of the international search report 09.11.2004
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3018		Authorized officer Edward, V

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/US2004/016701

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2001021813	A1	13-09-2001	US 6208888 B1 27-03-2001
			US 2002183635 A1 05-12-2002
			US 2004077961 A1 22-04-2004
			AU 2869200 A 25-08-2000
			WO 0045699 A1 10-08-2000
US 5392784	A	28-02-1995	DE 4417609 A1 23-02-1995
			JP 7094973 A 07-04-1995
US 4679002	A	07-07-1987	CA 1253585 A1 02-05-1989
			CN 86102750 A 31-12-1986
			EP 0199219 A2 29-10-1986
			ES 8707387 A1 01-10-1987
			JP 61249441 A 06-11-1986
US 4075572	A	21-02-1978	NONE

フロントページの続き

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72) 発明者 ドラクリッチ、バディマー

アメリカ合衆国、カリフォルニア、ロサンゼルス、 ウィルシャー プールバード 10390、
ナンバー 815

Fターム(参考) 4C027 AA02 AA03 AA04 CC01 EE05 FF02

专利名称(译)	用于确定患者参数的放大器系统		
公开(公告)号	JP2007527261A	公开(公告)日	2007-09-27
申请号	JP2006518622	申请日	2004-05-27
申请(专利权)人(译)	信诺人寿公司		
[标]发明人	ドラクリッチバディマー		
发明人	ドラクリッチ、バディマー		
IPC分类号	A61B5/0428 A61B5/00 A61B5/0476 H03F1/26 H03F3/45		
CPC分类号	H03F1/26 A61B5/0006 A61B5/0428 A61B5/0476 H03F3/45188 H03F3/45475 H03F2200/171 H03F2200/261 H03F2200/372 H03F2203/45138 H03F2203/45392 H03F2203/45592 H03F2203/45652 H03F2203/45682		
FI分类号	A61B5/04.310.B		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/AA03 4C027/AA04 4C027/CC01 4C027/EE05 4C027/FF02		
代理人(译)	邦明清水		
优先权	10/611696 2003-07-01 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

电极 (12,14) 在选定位置处耦合到患者身体 (11) , 以提供代表位置处的患者参数 (例如 , 心电图) 的信号。电极的信号在微伏或毫伏的范围内。电极的阻抗变化高达约200千欧。具有接近无限输入阻抗 (例如 , 10 15欧姆) 和低输出阻抗的放大器 (10,16,18,34) 防止信号损失。连接到放大器输出的低通滤波器去除噪声并传递低频 (例如1千赫兹) 信号。滤波器和放大器安装在印刷电路板上, 放大器与滤波器物理和电气分离。另一个低通滤波器连接到放大器的输入端。

