

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5986078号  
(P5986078)

(45) 発行日 平成28年9月6日(2016.9.6)

(24) 登録日 平成28年8月12日(2016.8.12)

(51) Int.Cl.

A 61 B 5/05 (2006.01)

F 1

A 61 B 5/05 Z DMB

請求項の数 17 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2013-518920 (P2013-518920)  
 (86) (22) 出願日 平成23年7月14日 (2011.7.14)  
 (65) 公表番号 特表2013-530777 (P2013-530777A)  
 (43) 公表日 平成25年8月1日 (2013.8.1)  
 (86) 國際出願番号 PCT/CH2011/000165  
 (87) 國際公開番号 WO2012/006753  
 (87) 國際公開日 平成24年1月19日 (2012.1.19)  
 審査請求日 平成26年7月4日 (2014.7.4)  
 (31) 優先権主張番号 1161/10  
 (32) 優先日 平成22年7月16日 (2010.7.16)  
 (33) 優先権主張国 スイス(CH)

(73) 特許権者 512120199  
 スイストム・アーゲー  
 スイス国・シエイチ-7302・ランド  
 クアルト・シュールシュトラーゼ・1  
 (74) 代理人 100064621  
 弁理士 山川 政樹  
 (74) 代理人 100098394  
 弁理士 山川 茂樹  
 (72) 発明者 ブルナー, ジョセフ・エックス  
 スイス国・シエイチ-7000・クール  
 ・ヴェストシュトラーゼ・10  
 (72) 発明者 ギャグロ, パスカル  
 スイス国・シエイチ-2504・ビエン  
 ヌ・シェマン デ ナルシス・8

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】電極センサおよびその製造方法

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

- 電気インピーダンストモグラフィのための電極センサであって、  
 (a) 間隔をあけた個々の接触素子(3、15、27、27'、41)からなるアレイと、  
 (b) 前記接触素子と皮膚との間の接触を形成するためのインターフェース構造(1、9、19、19'、30、35、43)であって、  
 - インターフェース層の一方の面に皮膚接触表面(7、13、24)を規定し、もう一方の面にアレイ接触表面(6、12、23)を規定する、電気的に絶縁している材料または導電性に乏しい材料(2、10、20、20'、29、37)であるインターフェース層、  
 - 前記アレイ接触表面(6、12、23)にある導電性材料の第1のパターン、  
 - 前記皮膚接触表面(7、13、24)にある導電性材料の第2のパターン、および  
 - 前記第1のパターンと前記第2のパターンとを接続する電気経路(4、14、21、21'、39)  
 を備える前記インターフェース構造(1、9、19、19'、30、35、43)  
 を備える電極センサにおいて、  
 - 前記電気経路は、相互に電気的に絶縁されていることと、  
 - 前記第1のパターンは、パターン素子を備え、該パターン素子は、相互に電気的に絶縁されていることと、

10

20

- 前記第2のパターンは、パターン素子を備え、該パターン素子は、相互に電気的に絶縁されていることと、
- 前記各々の接触素子(3、15、27、27'、41)は、前記インターフェース構造の前記アレイ接触表面と接触した際に、前記第1のパターンのいくつかのパターン素子を被覆するのに十分大きい接触表面領域を有することと、  
を特徴とし、
- 前記アレイおよび前記インターフェース構造は、互いに取り外し可能であり、前記第1のパターンの別個のセクションが前記個々の接触素子(3、15、27、27'、41)と接触することによって、前記電気経路(4、14、21、21'、39)の群は、前記第2のパターンの別個のセクションとさらに接触を達成し、その結果、前記個々の接触素子(3、15、27、27'、41)は、前記皮膚接触表面(7、13、24)に個々の有効電極(25)を規定することとを特徴とする、  
電極センサ。

**【請求項2】**

前記第1のパターンおよび前記第2のパターン(6、7、12、13、23、24)はそれぞれ、ドット、線、スポットおよび/またはパッチなどのパターン素子を備え、パターンの前記パターン素子は、相互に電気的に絶縁されていることを特徴とする、請求項1に記載の電極センサ。

**【請求項3】**

間隔をあけた個々の接触素子からなる前記アレイは、前記アレイ接触表面に取り外し可能なように固定できることを特徴とする、請求項1または2に記載の電極センサ。

**【請求項4】**

前記電気経路は、前記インターフェース層の両面で実質的に互いに対面して位置するパターン素子を接続することを特徴とする、請求項1から3のうちいずれか一項に記載の電極センサ。

**【請求項5】**

前記導電性の第1のパターン、前記導電性の第2のパターンおよび前記インターフェース構造(1、9、19、30、35、43)の前記電気経路(4、14、21、21'、39)は、前記インターフェース構造を接触素子(3、15、27、27'、41)と接触させることによって、前記アレイ接触表面上の前記接触表面領域が前記皮膚接触表面(7、13、24)上の個々の有効電極(25)の領域を規定するように設計されることを特徴とする、請求項1から4のうちいずれか一項に記載の電極センサ。

**【請求項6】**

前記導電性の第1のパターンは、前記アレイ接触表面上で間隔をあけた導電スポットおよび/または線で形成され、該スポットおよび/または線は、前記電気経路を介して前記第2のパターンの別個のセクション、スポットまたは線と個々に電気的に接続されること、および/または

前記導電性の第2のパターンは、前記皮膚接触表面上で間隔をあけた導電スポットおよび/または線で形成され、これによって複数の前記スポットおよび/または線は、個々の有効電極(25)を形成すること

を特徴とする、請求項1から5のうちいずれか一項に記載の電極センサ。

**【請求項7】**

前記アレイ接触表面の前記導電性の第1のパターンは、電気的に絶縁している材料または導電性に乏しい材料(20')の側面端部の周囲に延びる電気経路(21')を介して、前記皮膚接触表面の前記第2のパターンに電気的に接続されることを特徴とする、請求項1から6のうちいずれか一項に記載の電極センサ。

**【請求項8】**

電気的に絶縁している材料または導電性に乏しい材料(20')および電気経路(21')は、非導電性コア材料(29)の周囲に折り曲げられること

10

20

30

40

50

を特徴とする請求項 7 記載の電極センサ。

**【請求項 9】**

前記導電性の第 1 のパターン、前記導電性の第 2 のパターンおよび前記電気経路は、前記インターフェース層と一体化していることを特徴とする、請求項 1 から 8 のうちいずれか一項に記載の電極センサ。

**【請求項 10】**

前記接触素子は、支持構造に取り付けられることを特徴とする、請求項 1 から 9 のうちいずれか一項に記載の電極センサ。

**【請求項 11】**

前記支持構造は、柔軟なベルト様構造を形成することを特徴とする、請求項 10 記載の電極センサ。 10

**【請求項 12】**

前記インターフェース構造は、フォーム、織纖維、編纖維もしくは不織纖維またはスペーサ纖維から製造されることを特徴とする、請求項 1 から 11 のうちいずれか一項に記載の電極センサ。

**【請求項 13】**

前記第 1 のパターン、前記第 2 のパターンおよび前記電気経路は、

- 導電性塗料もしくは微粒子からなる材料、または
- 前記インターフェース構造内に織り込まれていたり、編み込まれていたり、あるいは縫い込まれている導電性の糸、ワイヤーもしくは纖維

を備えることを特徴とする、請求項 1 から 12 のうちいずれか一項に記載の電極センサ。 20

**【請求項 14】**

間隔をあけた個々の接触素子からなるアレイおよび前記接触素子と皮膚との間の接触を形成するためのインターフェース構造を備える、電気インピーダンストモグラフィのための電極センサの製造方法であって、

- インターフェース層の一方の面に皮膚接触表面（7、13、24）を規定し、もう一方の面にアレイ接触表面（6、12、23）を規定するインターフェース構造（1、9、19、19'、30、35、43）を、電気的に絶縁している材料または導電性に乏しい材料（2、10、20、20'、29、37）のインターフェース層の形態で供給するステップを含み、

前記インターフェース構造は、

- 前記アレイ接触表面に導電性材料の第 1 のパターンを備え、前記第 1 のパターンは、パターン素子を備え、該パターン素子は、相互に電気的に絶縁され、
- 前記皮膚接触表面に導電性材料の第 2 のパターンを備え、前記第 2 のパターンは、パターン素子を備え、該パターン素子は、相互に電気的に絶縁され、
- 前記第 1 のパターンを前記第 2 のパターンに接続する電気経路（4、14、21、21'、39）を備え、前記電気経路は、相互に電気的に絶縁されており、
- 前記導電性の第 1 のパターンのセクションを、間隔をあけた個々の接触素子（3、15、27、27'、41）からなるアレイに接触させるステップであって、前記個々の接触素子は、前記第 1 のパターンのいくつかのパターン素子を被覆するのに十分大きい接触表面領域を備えるステップと

を含み、

- 前記アレイおよび前記インターフェース構造は、互いに取り外し可能であり、前記第 1 のパターンの別個のセクションが前記個々の接触素子（3、15、27、27'、41）と接触することによって、前記電気経路（4、14、21、21'、39）の群は、前記第 2 のパターンの別個のセクションとさらに接触を達成し、その結果、前記個々の接触素子（3、15、27、27'、41）は、前記皮膚接触表面（7、13、24）に個々の有効電極（25）を規定することとを特徴とする、方法。

**【請求項 15】**

50

20

30

40

50

前記第1のパターンおよび前記第2のパターンならびに前記電気経路は、導電性材料からなるスポットおよび／または線を前記インターフェース構造に供給または挿入することによって製造され、前記インターフェース層を前記皮膚接触表面から前記アレイ接触表面まで貫通することを特徴とする、請求項1-4に記載の方法。

#### 【請求項1-6】

- 前記電気経路（21、21'）は、電気的に絶縁している材料または導電性に乏しい材料（20、20'、29）の側面端部の周囲に延び、前記側面端部は、電気的に絶縁している材料または導電性に乏しい材料（20、20'）を折り曲げることにより、側面の湾曲部として形成されること、または

- 前記電気経路（14、39）は、前記インターフェース層（9、35）の前記アレイ接触表面（12）から前記皮膚接触表面（13、18、31）まで垂直に延びること

を特徴とする、請求項1-4または1-5に記載の方法。

#### 【請求項1-7】

医療用モニタリングのための、請求項1から1-3のうちいずれか一項に記載の電極センサの使用法。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【技術分野】

##### 【0001】

本発明は、着用者の皮膚表面を複数の電極に接触させるための電極センサであって、特に、電気インピーダンストモグラフィ（EIT）に使用するための電極センサに関する。電極センサは、複数の電極接触素子を備える。この電極接触素子はそれぞれ、個別に被験者の皮膚と接触しており、生体内に電界を作り、測定するために、電位および／または電流を局所的に印加または測定できるようにする。

##### 【0002】

本発明は、電気インピーダンストモグラフィ装置の電子回路部分と生体皮膚との間に、確実かつ安定した電気的接触を達成するための手段および方法に関する。

##### 【背景技術】

##### 【0003】

電気インピーダンストモグラフィ（EIT）は、公知の技術である。この技術に関する詳細は、非特許文献1に見ることができる。集中治療医、呼吸器科医、理学療法士および有能なアスリートにとって電気インピーダンストモグラフィ（EIT）は、局所的な肺換気および灌流（血液の流入または脈動）に関する情報をリアルタイムで提供する画像測定法である。従来の方法とは逆に、EITは、患者にセンサを介して呼吸させる必要がなく、電離放射線であるX線を印加せずに、例えば2-4時間またはそれ以上の長時間にわたって使用することができる。したがって、EITは、連続的に使用することができ、それによってリアルタイムかつ時間の経過に沿ったモニタリング治療および訓練効果に適している。EITは、1983年にまず呼吸機能の監視に使用されて以来、肺容量の局所的变化を連続的かつ非侵襲的に測定できる唯一のベッドサイドで行う方法である。

##### 【0004】

EITでは、胸郭の皮膚に電流を流して胸郭に電界を作る。典型的には、胸郭の周囲に8、16または32個の電極を設置し、この電極を使用して電界から生じる電位を測定する。測定した電圧は、不良設定問題および非線形問題向けに特別に開発されたアルゴリズムを使用して、胸郭内の電気インピーダンス分布を推定するのに使用される。インピーダンス推定の不良設定性を克服するため、ほとんどのEITのイメージングアルゴリズムは、胸腔内のインピーダンス分布の平坦化または先駆情報など、正則化として知られるさらに別の仮定を利用する。このような正則化によって、数学的アルゴリズムは、競合する解の中から、胸郭内の実際のインピーダンス分布を合理的に推定する画像の生成を助けるが、空間解像度が劣化する、または多くの乱れを軽減できないという犠牲を払うことになる。画像作成ソフトウェアは、典型的には様々な方法を用いた正則化を実装しており、この

10

20

30

40

50

ようなソフトウェアは先行技術で知られている。

【0005】

最後に、算出されたインピーダンス分布は、気体の有無または変化を示し、所望すれば血液内容も示す画像に変換される。動画のように高速で連続的に作成されるこれらの画像は、各肺領域に出入りする気体および血流を表示し、医師またはアスリートは、リアルタイムで肺機能を評価することができる。画像を作成する代わりに、特徴的な点を画像から抽出し、数字または指標として表示できる。例えば、左と右の換気または背部と腹部の換気であり、この場合これらの数字は全換気のパーセンテージを表す。

【0006】

胸郭壁の形状および構成は、胸壁表面で測定される電圧にも内部胸郭インピーダンスにも影響を及ぼし得る。その結果、絶対的なインピーダンス分布の再構築には、実現可能ではあるが、胸郭形状の知識とともに電極と皮膚との間のインピーダンスの知識も必要になる。

10

【0007】

しかしながら、BarberおよびBrownが最初に記載したように、胸郭構造についての事前の知識がなくとも様々な画像を生成することができる。画像は、ベースラインまたは基準条件に対してインピーダンスに起る変化をもとに生成され、胸郭形状と接触インピーダンスとの両方がこのような条件間でも有意に変化しないと仮定して行われる。この相対的手法または区別的手法は、胸郭形状、電極位置、体組成および接触インピーダンスに関する間違った仮定に起因するほとんどのエラーを、理論的に相殺するだけでなく患者に対しても相殺する。なぜなら、この同じエラーは、同じように両方の画像にも当てはまるからである。現在臨床現場で最も利用可能なEIT装置および業界での最も多くの公表では、この相対的手法を使用している。そのため、この装置は、インピーダンスにおける変化を表示するが、その絶対値は表示しない。しかしながら、心臓の鼓動および肺呼吸など、臓器機能の動きがモニタリングの対象である場合、このような制約がみられるることは実際の問題ではない。

20

【0008】

しかしながら、電極と体の皮膚との接触インピーダンスが長時間にわたって安定することが予想できないかぎり、臨床現場で相対的EITを使用することさえ不可能である。接触インピーダンスのいかなる有意な変化も、対象とする臓器内の変化として誤って感知されてしまう。そのため、各電極位置での接触インピーダンスの正確な絶対値を知る必要はないとしても、画像作成ソフトウェアを用いて重要なEIT画像を作成するとすれば、時間が経過してもこれらの値が安定し続ける必要があるという条件をやはり満たさなければならない。

30

【0009】

さらに、生体に取り込むのに許容される限られた電流量(10mAmps)を最大限に利用するために、安定であるだけでなく低い接触インピーダンスを達成することが強く望まれる。このような電流のみが、雑音比に対する最大の信号を達成する。画像を再構築するとき、従来のEITアルゴリズムは、電極(通常は8、16または32個)が、胸部周辺の物理的に離れた位置に設置され、ほとんどの場合、等距離を隔てるようにして設置されると仮定する。このアルゴリズムは、このような電極間のクロストークを考慮していない。クロストークおよびクロストークの変化は、内蔵およびこれらの臓器の機能から取り除いた信号として、画像作成ソフトウェアを用いて解釈されることができる。そのため、電極間のクロストークは、低く一定のままである必要がある。

40

【0010】

生体皮膚と直接接觸するように設置される任意の装置または構造を設計する際に検討すべきもう1つの局面は、このような皮膚に及ぶその物理的な影響であり、これが身体的刺激や皮膚の損傷までをも引き起こすだけでなく、筋肉、腱または骨などの皮下組織の損傷(褥瘡)も引き起こすことがある。このような損傷の病因の主要因は、1)患者の重大な急性疾患または慢性疾患(内因子)、2)小血管および毛細血管を圧縮する局所的な絶

50

対圧力（通常  $> 30 \text{ mmHg}$ ）（これは通常、骨が体表面近くにある部位で最も高い）および／または組織への灌流部位に対する圧力、3）このような圧力が印加されている時間、および4）圧力時間積（極めて高い圧力でも短時間なら耐えられる）である。さらに、5）湿度および6）温度レベルが高く、代謝要求が増すと、組織を損傷する可能性がある。その上、7）剪断応力（組織の表面に対して接線方向にかかる力）が、主に毛細血管領域にマイナスの影響を及ぼすために、この領域でこのような血管がねじれ、酸素および栄養豊富な血液が必要箇所に流れることを阻害する（虚血）。

#### 【0011】

一方でこのように栄養および酸素が欠乏し、他方で二酸化炭素および代謝副産物が蓄積されるとともに、静脈血がうっ血すると同時に局所的な組織が徐々に酸性化することにより、最初に腫れが起り、最終的には細胞が死滅する（壊死）。褥瘡は、大きさおよび重症度に応じて分類でき、重症度の範囲は、局所的だが不可逆的な皮膚の発赤から、骨を含む皮下組織の完全な破壊までである。

#### 【0012】

上記の背景から、傷つきやすい生体被験者の皮膚に貼付されるいかなる物理的構造も、このような被験者の個々のニーズ、特に被験者の皮膚および支持組織のニーズに適応する必要があることが明らかになる。このようなニーズがあるため、皮膚の呼吸を妨げ湿気および熱の交換を妨げるいかなる単純な物理構造の使用も排除される。さらに、この構造は、組織灌流圧を上回る過剰な接線応力も局所的な圧力もかけてはならない。

#### 【0013】

従来のEITシステムは、絶縁したゲル電極、すなわち典型的には心電図の用途に使用されるゲル電極を使用し、これらの電極は、個々のパッシブケーブルまたは有効なシールドケーブルを介して、遠隔に位置する電子回路に接続されている。臨床現場では、これらの絶縁電極8、16または32個とそれぞれの接続ケーブルからなる一式は、仰向けの患者（EITの利点を最も享受する患者のタイプ）の胸郭に取り付けるのが不可能であるだけでなく、安定した接触インピーダンスという肝心な要件を時間の経過とともに満たさなくなる。患者の温かく湿った皮膚に接触すると、このようなゲルベースの電極はその電気特性を急激に変化させことがある。患者の体の動きに加えて、ケーブル一式により様々な機械的応力がかけられることによって、個々の電極は元の装着箇所からずれていく。さらに、これと同じ力によって、電極と皮膚との物理的接触が予期せぬ形で変化していく。

#### 【0014】

従来のEITシステムで使用される、注入電流および注入電圧の信号を長距離（通常  $> 2 \text{ m}$ ）にわたって運搬するための個々のケーブルは、通常はインピーダンスおよび容量値が未知数だが、悪いことにこのケーブルは相互作用しているため、未知の大きさおよび方向によって測定済みの信号に影響を及ぼす。このような変化によって、接触インピーダンスおよびクロストークの変化のように、EIT画像が乱れる。

#### 【0015】

従来のEITシステムのこのような制約を解消しようとする中で、作動中の電子回路が電流注入箇所および電圧測定箇所に正しく設置されるように、このようなシステムは小型化されつつある。このような手法は、長いアナログケーブルを使用する際に生じる電気的な問題だけでなく機械的な問題も取り除くことによって、全体的な信号の質を向上させるものだが、可変的な接触インピーダンスおよび電極のクロストークの問題を解決するものではない。

#### 【0016】

上記の理由により、EITシステムの電子機器と生体皮膚との間に、より確実かつ安定した電気的接触を達成するための方法および手段に対して明らかな需要がある。これと同時に、特に、1人の患者が使用する典型的な使い捨ての製品として使用するように設計する場合は、大量かつ低コストでの潜在的解決策を考案できなければならない。

#### 【0017】

特許文献1に記載されているもののような公知の解決策は、電極が機械構造に組み込ま

10

20

30

40

50

れて一体化していれば、すなわちベルト様または衣服様の構造形態になっていれば、空間的に離れた個々の電極からなるアレイが、体表面に最善の形で設置されることができるという考えに基づいている。それぞれの電極は導電性材料で作製されているが、電極を機械的に連結している機械的支持構造は、導電性の高い材料で作製されなければならない（すなわち金属範囲内に導電性のある材料で作製されていない）。なぜなら、これによって短絡が生じるか、少なくとも電極間のクロストークを促進するからである。公知の電極支持構造は、精緻な設計であるにもかかわらず、良好な電気的接触特性も良好な着用特性も欠けている。さらに、商業用に生産された電極支持構造は高価である。そのため、患者および被験者および／または医療従事者からの受容度は通常低い。また、導電性電極を電線による接続部を用いて1つ1つ機械支持構造に設置し固定することは、面倒でコストもかかり、臨床環境でのEITベースのモニタリング目的に求められる高い電気的信頼性および機械的信頼性を生み出すことはないであろう。

#### 【0018】

特許文献2は、EIT技術に有用な電極システムを開示している。皮膚と測定装置との間の接触は、導電性の接着材料からなる層の対が、ブレードからなる非導電性の層の孔を介して互いに接続している多数の場所で達成される。その材料は、ゲルとすることができます。ブレードの片面に配置されたその層の半分は、皮膚と直接接触し、ブレードのもう一方の面に配置されたその層の残りの半分は、測定装置と接觸している。層の対が電気的接觸を達成する領域の場所およびサイズは、製造過程であらかじめ決定される。その結果、複数の導電体を取り付ける場所は、あらかじめ決定され、固定される。

#### 【0019】

特許文献3は、電気回路の内蔵素子として使用される纖維を開示している。これによって、纖維は、電気コンポーネントを接続する基板または電気コンポーネント自体としての役割を果たす。

#### 【0020】

特許文献4は、布帛からなる2層を有する布帛製電極装置を開示している。この装置を装着している個体の体にバイアスを印加するように設計された第1の布帛層は、刺繡を配した電極群を備えている。刺繡を配した各電極は、導電性糸で形成され、関連する給電線に接続される。給電線は、第2の布帛層のみに刺繡を配した導電体の軌道として設計される。その第2の布帛層は、体に面していない第1の布帛層の片面に配置される。刺繡を配した各電極は、関連する給電線にしっかりと接続される。電極パッチと給電線との接続は、電極パターンが両方の布帛層を通ってステッチされることで達成される。例えば導電性糸は、電極の位置で2層を縫製するために使用される。そのため、各電極の設計および位置は、刺繡パターンによって決定される。給電線を含む各電極のパッチは、電気的に整合性を有する導電性の設計を形成する。給電線は、リボンケーブルのプラグコネクタと電気的に接続できるように設計されることがある。

#### 【0021】

特許文献5は、2つの平らな布帛構造を有する布帛製の画素電極を開示している。第1および第2の構造は、互いに距離を置いて平行に配置され、第1の構造は着用者の皮膚と接觸する役割を果たし、第2の構造は着用者の皮膚に対面しないようになっている。第1の構造は、1本の導電性糸から形成される少なくとも1つの電極画素を備える。第2の構造は、柔軟性があり変形する。各画素は、個々に作動させられるか処理され、またはこのようにする代わりにいくつかの画素が電子ユニットすなわちマルチプレクサによってまとめて作動させられる。どの画素が実際に処理されるかは、電子ユニット内で決定される。電子ユニットまたはマルチプレクサは、第2の布帛構造に取り付けられるか内蔵される。

#### 【0022】

したがって、生産の観点から、電気的要件（離散した導電領域）と機械的要件（連続した機械構造）との両方に見合い、好ましくは同時に低価格で生産できる、単一構造を作成することが強く望まれる。

#### 【先行技術文献】

10

20

30

40

50

**【特許文献】****【0023】**

【特許文献1】米国特許第7,315,754号

【特許文献2】国際特許第2010/069023号

【特許文献3】米国特許第6,210,771号

【特許文献4】国際特許出願第2008/022482A1号

【特許文献5】独国実用新案第202006007226U1号

**【非特許文献】****【0024】**

【非特許文献1】“Electrical impedance tomography” by Costa EL, Lima RG, Amato MB, Curr Opin Crit Care. 2009 Feb; 15(1):18-24 10

**【発明の概要】****【課題を解決するための手段】****【0025】**

本発明の目的は、電子測定機器、特に、電気インピーダンストモグラフィ装置の電子回路部分と生体（例えば被験者または患者）の皮膚との間に、確実かつ安定した電気的接触を設けることである。さらに、本発明の目的は、皮膚内部への剪断応力ならびに皮膚表面および皮膚内部への高圧力を最小限に抑え、これによって圧力潰瘍などの傷害を防ぐ、電気インピーダンストモグラフィ用の新規かつ改良した電気的患者インターフェースである。さらに別の目的は、皮膚への確実な電気的接触を提供すると同時に、患者が動いていたり電極が動かされていたりしても、電極間のクロストークを回避することである。さらに別の目的は、特に1人の患者に使用する製品向けに、低コストで生産可能な解決策を得ることである。 20

**【0026】**

上記の目的は、請求項1に記載の電極センサで解決される。本発明の電極センサは、(a)間隔をあけた個々の接触素子からなるアレイと、

(b)その接触素子と皮膚との間の接触を形成するためのインターフェース構造であって、

- インターフェース層の一方の面に皮膚接触表面を規定し、もう一方の面にアレイ接触表面を規定する、事実上電気的に絶縁している材料または導電性に乏しい材料であるインターフェース層、 30

- アレイ接触表面にある導電性材料の第1のパターン、
- 皮膚接触表面にある導電性材料の第2のパターン、および
- 第1のパターンと第2のパターンとを接続する電気経路

を備えるインターフェース構造と

を備え、

- 第1のパターンは、パターン素子を備えることと、
- 各々の接触素子は、インターフェース構造のアレイ接触表面と接触する際に、その第1のパターンのいくつかのパターン素子を覆う接触表面領域を有することと、 40
- 第1のパターンの別個のセクションがその個々の接触素子と接触することによって、電気経路群は、第2のパターンの別個のセクションとさらに接触を達成し、その結果、個々の接触素子は、皮膚接触表面に個々の有効電極を規定することとを特徴とする。

**【0027】**

その電極センサは、接触素子からなるアレイを含むため、電極センサアレイと呼んでもよい。

**【0028】**

そのため、本発明の電極センサの皮膚接触領域は、導電性か非導電性かのいずれかである領域に分割され、導電性である領域の経路のみが電気的に有効となり、電気コネクタと 50

しての機能性を仮定し、この導電性領域は、一方の面で皮膚と直接接触し、もう一方の面で電子回路部品用のアレイの接触素子の1つと直接接触する。各々の導電経路およびこの導電経路を取り巻く非導電性空間の物理的寸法は、通常、接触素子の全長よりも小さい。実際には、2つ以上または多くの導電経路が、1つの接触素子と皮膚表面との間に単一の電気的接触を形成することが好ましい。さらに詳細には、電極ごとに電気経路が、少なくとも3個、さらに好ましくは少なくとも10個、最も好ましくは少なくとも50個ある。パターンおよび電気経路の導電性材料は、上記の事実上電気的に絶縁している材料または導電性に乏しい材料と比較して、良好に導電する。

## 【0029】

インターフェース構造の第2のパターンも、パターン素子を備えることが好ましい。

10

## 【0030】

上記の目的は、

- アレイ接触表面にある導電性材料の第1のパターンは、ドット、線、スポットおよび／またはパッチなどのパターン素子を備え、
- 皮膚接触表面にある導電性材料の第2のパターンは、ドット、線、スポットおよび／またはパッチなどのパターン素子を備え、
- 電気経路は、第1のパターンのパターン素子を第2のパターンのパターン素子と接続する、

電極センサで解決されることが有利である。

## 【0031】

20

パターンの前記パターン素子は、相互に電気的に絶縁されていることが好ましい。そのため、パターンは、電気的に整合性がない。電気経路は、第1のパターンの個々のパターン素子を第2のパターンの個々のパターン素子と接続する。

## 【0032】

各々の接触素子は、接触表面領域を有し、この接触表面領域は、インターフェース構造のアレイ接触表面に接触すると、第1のパターンのいくつかのパターン素子（すなわち多くのドット、線、スポットおよび／またはパッチ）を被覆し、その結果、第1のパターンの別個のセクションがその個々の接触素子と接触することによって、電気経路群は、第2のパターンの異なるセクションとの接触を達成し、その結果、各々の接触素子は、皮膚接触表面に個々の有効電極を規定することが好ましい。

30

## 【0033】

インターフェース構造は、皮膚を防護し、間隔をあけた個々の接触素子からなるアレイと皮膚を接触させるための費用効果が高い中間物である。その特殊な利点は、アレイが、インターフェース構造上にランダムに配置されることができるという点である。なぜなら、各々の接触素子は接触表面領域を有し、この接触表面領域は、インターフェース構造のアレイ接触表面と接触すると、第1のパターンの多くのドット、線、スポットおよび／またはパッチを被覆するからである。そのため、その第1のパターンの小さいドット、線、スポットおよび／またはパッチと比較して、接触素子は比較的寸法が大きいために、一度に、インターフェース構造のアレイ接触表面上の位置とは無関係に、いくつかまたは多くの経路と接触することができる。

40

## 【0034】

第1のパターンおよび／または第2のパターンは、整合性がないパターンであり、特に、例えば、導電性のスポット、ドット、パッチおよび／または線からなる整合性がないパターンであることが好ましい。これはつまり、スポット、ドット、パッチおよび／または線など、1つのパターンの別個の素子は、互いに電気的に絶縁されているということである。そのため、本明細書での別個の（distinct）という用語は、電気的に絶縁されているという意味である。

## 【0035】

表面の大部分にあるスポット、ドット、パッチおよび／または線は、互いに電気的に絶縁されているため、言及したパターンは、電気的に整合性がない。しかしながら、一方の

50

表面にある第1のパターンのスポット、ドット、パッチおよび／または線などのパターン素子は、もう一方の表面にある第2のパターンのスポット、ドット、パッチおよび／または線などのパターン素子と個々に接続されていることが好ましい。第1のパターンのスポット、ドット、パッチまたは線と、第2のパターンのスポット、ドット、パッチまたは線との間の個々の接触は、経路を介して達成される。この経路は、互いに電気的に絶縁されている、すなわち相互に電気的に絶縁されていることが有利である。このようにする代わりに、第1のパターンのスポット、ドット、パッチまたは線からなる群と、第2のパターンのスポット、ドット、パッチもしくは線からなる群との間の個々の接触は、分岐経路すなわち相互接続した経路からなる群によって達成される。さらに、このようにする代わりに、第2のパターンのスポット、ドット、パッチまたは線などのパターン素子からなる群と、第1のパターンのスポット、ドット、パッチ、線などのパターン素子またはスポット、ドット、パッチもしくは線からなる群などのパターン素子の群との間の個々の接触は、分岐経路すなわち相互接続した経路からなる群によって達成される。

## 【0036】

電極センサは、各パターンが、ドット、線、スポットおよび／またはパッチなど、多数の個々の（すなわち電気的に相互に絶縁された）パターン素子で構成されることを特徴とすることが好ましい。そのため、アレイ接触表面にあるパターン素子は、電気的に互いに絶縁されている。その上、皮膚接触表面にあるパターン素子は、電気的に互いに絶縁されていることが好ましい。

## 【0037】

パターン（すなわち第1のパターンまたは第2のパターン）の多数のパターン素子は、少なくとも3個のパターン素子、さらに好ましくは少なくとも5個のパターン素子、さらに一層好ましくは少なくとも10個のパターン素子を備えることが好ましい。

## 【0038】

さらに、電極センサは、第1のパターンを第2のパターンに接続している電気経路が、第1のパターンの個々のドット、線、スポット、パッチおよび／またはこの群を、第2のパターンの個々のドット、線、スポット、パッチおよび／またはこの群に接続することを特徴とすることが好ましい。

## 【0039】

実際には、皮膚接触表面にある個々の有効電極のサイズおよび形状は、個々の接触素子のサイズおよび形状に左右される。例えば、経路が、インターフェース構造の2つの本質的に平行な表面を、その表面に対して本質的に垂直な線と接続している場合、個々の接触素子がインターフェース構造と接觸している領域のサイズおよび形状は、皮膚接触表面に伝達されて有効電極を形成する。そのため、接觸領域および有効電極は、形状、輪郭および寸法がほぼ同じであってもよい。しかしながら、有効電極を形成する導電パターンは、導電性のドット、パッチおよび／または線からなる整合性がないパターンで構成されてもよい。

## 【0040】

間隔をあけた個々の接触素子からなるアレイは、アレイ接触表面に取り外し可能のように固定できることが有利である。

## 【0041】

第1のパターンおよび第2のパターンは、ランダムにまたは規則的に分布したパターン素子からなる構成（好ましくは均質の構成）であることが好ましい。このことから、個々の有効電極の寸法および形状は、個々の接触素子の寸法および形状によって実質的に規定され、この寸法および形状に実質的に一致するということになる。

## 【0042】

経路は、インターフェース層の両面で実質的に互いに対面して位置するパターン素子を接続することが好ましい。このことから、インターフェース層の一方の面にある個々の有効電極の位置は、実質的にインターフェース層のもう一方の面にある個々の接触素子の位

10

20

30

40

50

置によって規定され、この位置に一致するということになる。有効電極領域は、これに対応する接触素子の位置に対して、せいぜい 10 mm、さらに好ましくはせいぜい 15 mm、またさらに好ましくはせいぜい 2 mm、皮膚接触表面に平行な任意の方向にシフトされることが好ましい。その電極センサの有利な作用は、インターフェース構造および接触素子からなるアレイを含む 2 つの部分においてその構造に関連している。センサを使用している間、この 2 つの部分は、電気的接触を確保するために互いに結合されている必要がある。2 つの部分は、恒久的な形で物理的に結合されることができるため、例えば両部分のいずれかが摩耗したり非衛生的になつたりしたときは、一緒に取り外される。集中医療の状況など、特定の使用例では、全体的にまたは部分的に使い捨て可能なセンサが好ましいかもしれない。特定の状況では、2 つの部分は、例えば摩耗または破損した場合にどちらか一方の部分を廃棄するか、使用していない間どちらか一方の部分を一時的に取り外すかのいずれかにするために、互いに取り外し可能であることが望まれるだろう。例を挙げると、アスリートを分析している間、接触素子からなるアレイは、衣服タイプのインターフェース構造から一時的に取り外せることができる。別の例では、使用中に患者または被験者の皮膚と接触していたインターフェース構造は、使用後に処分され、新しいものと取り替えられることができる。このようにする代わりに、インターフェース部分は、再利用するために洗浄され、再度取り付けられる。そのインターフェース層は、皮膚と直接接触するために汚染され、衛生上の理由から、他の患者または被験者を分析するのに使用してはならない。インターフェース構造は、比較的安価で製造できる。しかしながら、接触素子からなるアレイは再利用可能なものである。そのアレイは、間隔をあけた個々の接触素子（例えば EIT チップ）を備え、この接触素子は、バスシステムを介して電気的に接続されることが好ましく、任意にさらに支持構造で支持される。使い捨て可能なインターフェース構造および再利用可能なアレイは、病院、研究機関および個人の家で使用するための EIT 測定法に対する、ユーザに良心的な電極センサを形成する。インターフェース構造は、ベルトまたはストリップとして形成されることができる。しかしながら、インターフェース構造を衣服として設計するか、または衣服の中に組み入れることも可能である。このような設計は、動いているアスリートまたは患者の EIT 検査で、最適な使用法を見出すことができる。

#### 【 0043 】

電極センサは、少なくとも 2 つの取り外し可能な部分で構成される。一方の部分は、間隔をあけた個々の接触素子からなるアレイである。もう一方の部分は、その接触素子と皮膚との間の接触を形成するためのインターフェース構造である。

#### 【 0044 】

個々の有効電極は、インターフェース構造にある接触素子の近傍の経路を選択することによって規定されることが好ましい。そのため、各接触素子は、特定の経路群と接触し、これによってこれらの経路は、経路と皮膚との間の接触が達成される皮膚接触領域に通じる。

#### 【 0045 】

個々の接触素子は、個々の有効電極の少なくとも 1 つの寸法、すなわち個々の有効電極の幅または長さを規定することが有利である。例えば一実施形態では、接触素子からなるアレイは、ストリップ様の非導電性材料の長手方向の延びに沿って広がっている。各接触素子は、平行な導電線の群に接続し、この導電線は、（アレイと接触している面から始まって）皮膚接触平面の内部およびこの平面に続く。その導電線は、ストリップの長手方向の延びに対して本質的に垂直の方向に配置されることが有利である。皮膚接触平面では、平行な線からなる各群は、幅（または長さ）が対応する接触素子のサイズで定められる特定の領域を被覆する。各導電線の幅は、インターフェース構造が例えば織材料または編材料から製造されている場合、導電性の糸または糸混合物の幅であることが好ましい。しかしながら、特に、導電線の製造にプリント技術が用いられる場合は、様々な形状および寸法が可能である。

#### 【 0046 】

10

20

30

40

50

一方、個々の接触素子は、個々の有効電極の2つの寸法、すなわち個々の有効電極の面積を規定する。例えば別の実施形態では、接触素子からなるアレイは、ストリップ様の非導電性材料の長手方向の延びに沿って広がっている。各接触素子は、導電線からなる群に接続し、この導電線は、(アレイと接触している面から始まって)ストリップ様の非導電性材料を通じて皮膚接触平面に現れる。皮膚接触平面では、見えている導電線の各群は、実際には対応する接触素子のサイズおよび形状で定められる特定の領域を被覆する。簡易な実施形態では、第1および第2の導電パターンは、ドットのパターンを形成する。つまり、経路は、見えている端部で導電性のドットを形成する。このほか、さらに精緻なパターンも可能である。例えばドットの直径は、インターフェース構造と接触素子との間および/またはインターフェース構造と皮膚との間の電気的接触を増大させるために、経路の直径に比して大きくしてもよい。

10

#### 【0047】

原則として、電気的接触を達成するには、接触素子から皮膚接触平面へと通じる单一の電気経路で十分である。しかしながら、個々の有効電極を形成するためには、接触素子を複数の電気経路に接続することが有利である。これによって、確実な接触が達成され、経路のうちのいくつかに欠陥があったとしても電流が流れる。

#### 【0048】

導電性の第1のパターン、導電性の第2のパターンおよびインターフェース構造の電気経路は、インターフェース構造を接触素子と接触させることによって、アレイ接触表面上の接触領域が本質的に皮膚接触表面上の個々の有効電極の領域を規定するように設計されることが好ましい。

20

#### 【0049】

接触素子は、支持構造に取り付けられ、これによってその支持構造およびインターフェース構造は、互いに解放可能なように固定されることが好ましい。解放可能な接続は、フックヒループからなるテープ(例えばベルクロによる留め具)またはその他の解放可能な留め具で達成ができる。このようにする代わりに、例えばヒートシールによる接続など、解放可能でない接続も可能である。

#### 【0050】

導電性の第1のパターンは、アレイ接触表面上で間隔をあけた導電線で形成され、この線は、経路を介して第2のパターンの別個のセクション、スポットまたは線と個々に電気的に接続されることが好ましい。パターンの1セクションは、パターンのスポット、ドット、線および/またはパッチのサブセット(すなわちパターン素子のサブセット)を規定する。そのため、パターンの1セクションは、少なくとも2つのスポット、ドット、線もしくはパッチまたはスポット、ドット、線およびパッチで構成される群のうちの任意の2つの素子からなる少なくとも1つの組み合わせを含む。

30

#### 【0051】

導電性の第2のパターンは、皮膚接触表面上で間隔をあけた導電線で形成され、これによって複数のその線は、個々の有効電極を形成することが好ましい。

#### 【0052】

導電性の第1のパターンは、アレイ接触表面上で間隔をあけた導電スポットで形成され、スポットは、経路を介して第2のパターンの別個のセクション、スポットまたは線と個々に電気的に接続されることが好ましい。

40

#### 【0053】

導電性の第2のパターンは、皮膚接触表面上で間隔をあけた導電スポットで形成され、これによって複数のそのスポットは、個々の有効電極を形成することが好ましい。

#### 【0054】

導電性の第2のパターンは、皮膚接触表面上で本質的に連続する導電性材料の領域で形成され、これによってその材料のセクションは、個々の有効電極を形成することが好ましい。そのため、第2のパターンは皮膚接触表面のすべてまたはほとんどを被覆するが、その第2のパターンの特定の領域のみが個々の有効電極を形成する。その理由は、第1のパ

50

ターン上の別個の第1の領域をアレイの接触素子と接触させることによって、第2のパターン上の対応する第2の領域（すなわち、その第1の領域に電気的に接続している第2のパターンの領域）のみが個々の有効電極を形成するからである。

#### 【0055】

一方、導電性の第1のパターンは、インターフェース層のアレイ接触表面から皮膚接触表面まで本質的に垂直に延びている導電経路を介して、第2のパターンに電気的に接続される。これによって、導電経路は、事実上電気的に絶縁している材料または導電性に乏しい材料からなるインターフェース層を貫通する。そのため、第1のパターンおよび第2のパターンならびに経路は、共に3次元のパターン（すなわち体積のあるパターン）を形成する。

10

#### 【0056】

導電性の第1のパターンおよび第2のパターンならびに導電経路は、皮膚接触表面からアレイ接触表面まで延びる、体積のあるパターン（すなわち3次元のパターン）を共に形成することが好ましい。

#### 【0057】

アレイ接触表面の導電性の第1のパターンは、事実上電気的に絶縁している材料または導電性に乏しい材料の側面端部の周囲、および任意に非導電性コア材料の周囲に延びる導電経路を介して、皮膚接触表面の第2のパターンに電気的に接続されることが好ましい。これによって、事実上電気的に絶縁している材料または導電性に乏しい材料からなるインターフェース層は、側面端部に沿って折れ曲げられることが好ましい。折り曲げることにより、側面の湾曲部が形成される。そのため、第1のパターンおよび第2のパターンは、逆方向を向く2つの外表面に位置する。2つのパターンは、湾曲部の周囲の表面に沿って走る電線を介して電気的に接続される。

20

#### 【0058】

導電性の第1のパターン、導電性の第2のパターンおよび導電経路は、同一材料で形成されることが好ましい。

#### 【0059】

導電性の第1のパターン、導電性の第2のパターンおよび導電経路は、インターフェース層と一体化していることが好ましい。第1のパターン、第2のパターン、経路およびインターフェース層は、インターフェース構造を形成する。このインターフェース構造は、使い捨て可能なように設計され、比較的安価で製造されることができる。

30

#### 【0060】

電気経路は、互いに間隔をあけている、すなわち電気的に相互に絶縁されていることが有利である。そのため、例えば経路は、インターフェース層の表面に位置するときは間隔をあけることができ、かつ／またはインターフェース層の厚みを貫通するときは非導電性材料で隔てられることができる。

#### 【0061】

第1のパターンおよび第2のパターンの別個のセクションとの接触を達成している電気経路群は、互いに間隔をあけている、すなわち電気的に相互に絶縁されていることが有利である。例えば電気経路群は、その群を形成する単一の経路よりも長い距離を互いに隔てている。

40

#### 【0062】

支持構造は、柔軟なベルト様構造を形成することが好ましい。柔軟な構造は、それを貼り付ける体の部分に適応し、着用者にとって快適である。さらに好ましくは、支持構造は、柔軟かつ可撓性である。これによって、特に、生体の胸部周囲に固定される場合に、動作および呼吸の障害にならない。

#### 【0063】

インターフェース層およびこれに伴いインターフェース構造は、フォーム、織纖維、編纖維または不織纖維から製造されることが好ましい。このような材料によって水分発散が可能になるため、着用が快適になる。

50

**【 0 0 6 4 】**

第1のパターン、第2のパターンおよび経路は、導電性塗料または微粒子からなる材料を備えることが好ましく、この材料は、スパッターまたは印刷、特にマイクロ印刷によって塗布されることが好ましい。

**【 0 0 6 5 】**

このようにする代わりに、第1のパターン、第2のパターンおよび経路は、導電性の糸、ワイヤーまたは繊維を備え、これらは例えば、インターフェース構造内に織り込まれるか、編み込まれるか、または縫い込まれる。

**【 0 0 6 6 】**

インターフェース構造は、第1の導電性を有する複数の非圧縮領域と、第2の導電性を有する圧縮領域とを含むフォーム材から製造されることが好ましく、これによって第2の導電性は、第1の導電性よりも高い。 10

**【 0 0 6 7 】**

電極センサは、キットの形態で用意することができる。このようなキットは、ユーザが組み立てることのできる構成要素を備えていることが有利である。例えば有用かつ適切なキットは、以下の2つの構成要素(a)および(b) :

(a) 間隔をあけた個々の接触素子からなるアレイ、および  
(b) その接触素子と皮膚との間の接触を形成するためのインターフェース構造であって、

- 事実上電気的に絶縁している材料または導電性に乏しい材料からなるインターフェース層であって、このインターフェース層の一方の面に皮膚接触表面を規定し、もう一方の面にアレイ接触表面を規定する、インターフェース層と、 20

- アレイ接触表面にある導電性材料の第1のパターンと、
- 皮膚接触表面にある導電性材料の第2のパターンと、
- 第1のパターンを第2のパターンに接触させる電気経路と

を備えるインターフェース構造  
を備え、

これによってキットは、

- 第1のパターンがパターン素子を備え(かつ任意に第2のパターンもパターン素子を備え)ることと、 30

- 各々の接触素子が接触表面を備え、この接触表面は、インターフェース構造のアレイ接触表面と接触する際に、その第1のパターンのいくつかのパターン素子を被覆するのに適していることと、

- 第1のパターンの別個のセクションをその個々の接触素子に接触させることによって、電気経路群は、さらに第2のパターンの別個のセクションとの接触を達成し、その結果、個々の接触素子が皮膚接触表面上の個々の有効電極を規定できること  
とを特徴とし、このようになるように設計されることが有利である。

**【 0 0 6 8 】**

キットのうちの少なくとも2つの構成要素を組み立てた後、電極センサを使用して電気測定を実行することができる。 40

**【 0 0 6 9 】**

電極センサの好適な特徴、有利な特徴かつ/または代替の特徴をそれぞれ電極センサのキットに適用してもよい。

**【 0 0 7 0 】**

上記の目的は、請求項8に記載の電極センサ製造方法で解決される。本発明による電極センサの製造方法は、間隔をあけた接触素子からなるアレイおよびその接触素子と皮膚との間の接触を形成するためのインターフェース構造を備え、

- インターフェース層の一方の面に皮膚接触表面を規定し、もう一方の面にアレイ接触表面を規定するインターフェース構造を、事実上電気的に絶縁している材料または導電性に乏しい材料の層の形態で供給するステップと、 50

- アレイ接触表面に導電性材料の第1のパターンを作成するステップと、
  - 皮膚接触表面に導電性材料の第2のパターンを作成するステップと、
  - 第1のパターンを第2のパターンに接続する導電経路を作成するステップと、
  - 導電性の第1のパターンのセクションを、間隔をあけた接触素子からなるアレイに接觸させるステップと
- を含む。

**【0071】**

この製造方法は、アレイおよびインターフェース構造をその特定の用途に応じて別々に製造できるため、特に有利である。例えば、集中治療の場合と、アスリートを検査する場合とでは、測定に求められるインターフェース構造の設計要件は異なる。患者または被験者10の状態に応じて、特別に適応させたインターフェース構造を同一のアレイと組み合わせてもよい。さらに、測定目的の場合、様々なアレイの設計を様々なインターフェース構造と組み合わせてもよい。

**【0072】**

第1のパターンおよび第2のパターンならびに経路は、導電性材料のスポットおよび/または線をインターフェース構造に供給または挿入することによって製造されることが好ましく、インターフェース層を皮膚接触表面からアレイ接触表面まで貫通する。

**【0073】**

接触素子は、支持構造に取り付けられるまたは固定されることが好ましい。支持構造は、好ましくはアレイ状に接触素子を整列させ、相互の距離および位置を決定する。支持構造は、機械的安定性を付与し、アレイの接触素子とインターフェース構造との間の電気的な相互接続を達成する。支持構造は、インターフェース構造および接触素子からなるアレイが2つの取り外し可能な部分として設計される場所にあることが好ましい。電極センサを使用する場合、接触素子を備えるインターフェース構造およびその支持構造は、互いに接続される。センサを使用している間、インターフェース構造および電極素子は、物理的かつ電気的に互いに接觸している。

**【0074】**

使用の際に有利なのは、使い捨て可能な電極センサである。インターフェース層を有するインターフェース構造、導電性の第1のパターン、導電性の第2のパターンおよび導電経路は、使い捨て可能なものとして設計されることが好ましい。

**【0075】**

本明細書に記載の電極センサは、医療用のモニタリングに使用することができ、診断の補助にことができる。電極センサは、生体に電界を印加し、測定するのに有用である。特に、電極センサは、電気インピーダンストモグラフィ（EIT）測定法を実行するのに使用される。その上、電極センサは、生体分析のための非侵襲的方法である。

**【0076】**

本発明の解決策を、以下の実施形態および例で詳細に説明する。

**【0077】**

上記のインターフェース構造の機能は、様々な実施形態を通じて実現することができる。以下にいくつかの例示的実施形態を記載する。特定のニーズに対してさらに最適化するために、これらの例示的実施形態を組み合わせたものを使用してもよい。

**【0078】**

本発明の好適な一実施形態は、生体適合性があり波形で区分ごとに圧縮された導電性のフォーム材製ストリップを使用する。フォーム材製ストリップの区分された構造は、恒久的に圧縮され、例えばフォーム材製ストリップの製造途中で誘導される。このようにする代わりに、全体的に圧縮されている、すなわちどの箇所でも均等に強く圧縮されているフォーム材製ストリップを使用してもよい。クロストークを避けるため、非圧縮型のフォームの電気抵抗は、人間の皮膚の電気抵抗とほぼ同じ（好ましくは50～1000オームの）、またはさらに好ましくはそれ以上で、例えば1000オームを上回る、または10000オームを上回る必要があるが、当然ながら人間の皮膚の抵抗を下回ってはならない。

10

20

30

40

50

その構造のうち、圧縮されて密度が高く、そのために導電性がより高くなっている薄い部分であって、皮膚と接触している前面および電子回路と物理的かつ電気的に接続している背面にある部分は、実際に低インピーダンス電極として作用し、この電極を介して電流が注入され、電圧が測定されるが、皮膚と接続しているがその電子回路とは直接接続していない、圧縮されずに導電性が低いフォーム材の部分は、隣接する導電体または電極の間で絶対的または相対的な電気絶縁体または抵抗として作用する。圧縮されていない区分は電流を良好に伝導しないが、機械的安定性、伸縮性およびパディングに重要な役割を果たしている。導電性フォーム材は、電気的な理由で選択した場所で圧縮されるだけでなく、女性の乳房などの特定構造の領域の特殊なニーズに適応するように変形することもできる。まったく圧縮されていないか、全長にわたって同じ程度で圧縮されているフォーム材製ストリップの材料を使用する場合、クロストークを避けるため、好ましくは、フォーム材の導電性は皮膚に対する導電性に近く、最も好ましくは、導電性は皮膚の導電性と同等またはこれよりも低い。さらに、本発明は、主として非導電性のフォーム（例えばP EまたはP U）を基盤に作製されることもでき、このフォームは、例えば炭素などの導電性物質でコーティングするか、この導電性物質に含浸することによって導電性にされる。この場合、導電体として作用すると思われるそのような区分のみでフォーム材を導電性にすることが有利かもしれない。10

#### 【0079】

一般に、網状のフォームが有利に使用される。気体および液体を透過する網状のフォームによって、材料の呼吸がある程度確保されるため、電気的に接続する領域であっても皮膚の正常な水分発散が可能になる。20

#### 【0080】

本発明のもう1つの実施形態は、典型的には下着に見られる従来の「ダブルリップ様（double - r i p - l i k e ）」の形で別々の導電経路を作成するために、織布または編布で作製される。選択される区分は、導電性糸で作製され、隆起した部分は皮膚と接觸し、その隣の谷部は、布帛の反対側の面の電子回路との接觸を達成し、これによって布帛を介して導電経路を備える。これらの導電部分は、同様の布帛構造または異なる布帛構造をしている非導電性のスペーサ区分を介して体系的に分離され、これによって隣接する導電部分を互いに電気的に絶縁している。電子回路と合わせて使用する場合、各電極の電気的な機能面積のサイズおよび患者インターフェース1つ1つの実際の面積は、両者（片側の皮膚と反対側の電子回路の接觸部分）と直接接觸している導電素子の総数および長さによって決まる。30

#### 【0081】

本発明のもう1つの実施形態は、纖維の片側の表面から反対側の表面までの厚みを通るように通じる導電経路を含む、3次元に編んだ通気性のあるスペーサ纖維で作製される。スペーサ纖維の基本的原理は、いわゆるスペーサ糸で外側の2層を結合すると同時にある程度の距離を保つことによって、外側の生地表面と内部構造とを合わせたものを形成することである。経路は、両側の表面を電気的に接続し、好ましくは各側の表面の個々の電気的接觸領域または電気的接觸スポットを互いに接続する追加の導電性糸で作製ができる。各表面の個々の電気的接觸領域または電気的接觸スポットは、例えば経路を形成する同じ糸または印刷した導電パターンから形成されることができる。40

#### 【0082】

本発明のもう1つの実施形態は、導電性のインクもしくは重合体で作製された導電経路またはドットとは別個の機械的キャリア材料として、織纖維または不織纖維の前面に印刷、マイクロ印刷またはスパッターを行うことによって実現できる。これらのインクまたは重合体は、局所的に纖維中、そして纖維を通って漏れ、このようにして導電スポットはその背面まで貫通する。このように、纖維の前面から背面までに及ぶ接続されていない別々の導電経路が作成される。印刷、マイクロ印刷またはスパッターによるこのような手法の特定の利点は、面積の大きい布帛または布帛の束全体でさえもこのように準備できるため、生産コストが極めて低くなる点である。マイクロ印刷を利用すれば、空間の解像度も50

導電路の総数も最大にすることができる上に、生地または纖維の所望で公知の利点（特にその通気性）を維持することができる。このように印刷した導電路を使用して、心臓領域および肺領域など、特に关心のある領域に上記のような印刷箇所を有するTシャツを生産することもできる。

#### 【0083】

本発明のもう1つの実施形態は、互いに電気的に絶縁され、空間的に離れた個々の導電路を、任意の種類のキャリア材料を介して刺繡、ステッチまたは縫製することによって実現される。

#### 【0084】

上記の発明のさらにもう1つの実施形態は、可撓性もしくは非可撓性の不織布纖維または纖維の片側に、所定の距離を置いて平行だが伸縮方向に対して垂直になるように、導電ワイヤーを取り付けて作製される。これによって、伸縮方向は、分析対象の体部分の外周方向と一致する。これらの電気的に絶縁されていない導電ワイヤーは、互いに直接接觸していない電気経路を作成する。これらの個々の導電経路は、互いの間にクロストークが生じないように、十分な距離を置いて体系的に隔てられている。1束のワイヤーの一方の端部は、各電極の電子回路に接続され、これによってこのような接続に使用されるワイヤーの総数は、電気的に機能する各電極の幅を決定し、これに伴い各々の患者インターフェースの実際の区分を決定する。両者（片側の皮膚と反対側の電子回路の接触部分）と直接接觸しているワイヤーの総数は、幅を決定するが、皮膚と直接接觸しているワイヤーの長さにそれぞれの幅を乗算したものは、最終的に電極として作用する有効面積を決定する。優先的に、このような電極の設計は、電子接点がちょうど皮膚との接触箇所の反対側に位置するように、上記の材料を非導電纖維のコアまたはフォームなどのパッド材料の周囲に折り曲げるまたは巻くことによって得ることができる。

10

20

#### 【0085】

その他の実施形態は、上記の実施形態を組み合わせたものから得られる。このようにするために、2つの異なる纖維からなる電気経路は、積層した複合体を形成し、これによって2層のインターフェース構造を形成することによって、電気的に接觸することができ、この場合、纖維の一方の種類は、皮膚と接觸する側に使用され、纖維のもう一方の種類は電極アレイと接觸する側に使用される。例えば、導電性のフォーム材製ストリップ（皮膚と接觸する側）と編んだスペーサ纖維（電極と接觸する側）とを合わせた2層のインターフェース構造を形成することによって、最適な電極接觸特性および着用者にとっての快適性をそれぞれ達成することができる。

30

#### 【0086】

本発明は、1つまたは複数の電極、典型的には電極のアレイと、生体、特に人間の皮膚との間を接觸させるのに使用されるものである。本発明の利点は、電極が皮膚に直接触れず、皮膚の表面および内部への摩擦、押圧および剪断応力を防止または分散する纖維層、フォームまたは布帛を介して触れる点である。フォーム、纖維および布帛を使用した場合の利点は、材料の非閉塞性に基づいている。EIT検査中の水分発散は、材料が気体および液体に対して透過性があるために、広範囲で確実に行われる。さらに別の利点は、電極が纖維、フォームまたは布帛からなる層の上で動いているとしても、あるいは電極が体の動きによって動かされているとしても、常に皮膚への所定の経路があるという点である。さらに別の利点は、電極間の電気的接觸がないまたは最小限しかなく、すなわちクロストークが最小限であるという点である。さらにまた別の利点は、このような纖維、フォームまたは布帛は、極めて低成本で生産できるという点である。

40

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0087】

【図1】導電性フォーム材を備える電極センサの長手方向の概略断面図である。

【図2】図2aは、第2の材料からなる多数の導電通路を有する纖維を備える電極センサの概略断面図であり、接觸素子およびバスシステムが間隔をあけた関係にあるアレイを示す図である。図2bは、第2の材料からなる多数の導電通路を有する纖維を備える電極セ

50

ンサの概略断面図であり、接触素子およびバスシステムが間隔をあけた関係にあるアレイが測定位置にある図である。

【図3】第2の材料からなる多数の導電経路を有する纖維を備える、折り曲げていない電極センサの概略図である。

【図4】電気接触素子および皮膚に対して設定した、図3による電極センサを折り曲げたときの概略断面図である。

【図5】電気接触素子および皮膚に対して設定した経路を含む電極センサの概略断面図である。

【図6】電気的接触素子および皮膚に対して設定した、凹凸のあるインターフェース構造を有する電極センサの長手方向の概略断面図である。 10

#### 【発明を実施するための形態】

##### 【0088】

本発明は、多くの異なる形態での実施形態が可能だが、本開示は、本発明の原理の一例と考えるべきであり、本発明の広義の局面を説明した実施形態に限定する意図はないと理解した上で、本発明の好適な実施形態を図示し、以下に詳細に記載する。

##### 【0089】

図1の長手方向の断面図には、導電性のフォーム材2および接触素子3を備えるベルト様またはストリップ様の構造1を示している。フォーム材2は、例えば導電性含有物を含む導電性の重合体または重合体材料で構成される。フォーム材は、圧縮領域4および非圧縮領域5を形成する。圧縮領域4は、非圧縮領域5よりも密度が高い。圧縮領域4は、非圧縮領域5を介して互いに隔てられている。接触素子3は、圧縮領域4の上に位置する。フォーム2のストリップは、ストリップ1の第1の面6に圧縮領域4がくぼみを形成するように圧縮されることが好ましい。フォーム2のストリップは、恒久的に圧縮されることが好ましい。くぼみには、接触素子3を配置してもよい。接触素子3は、凝縮された圧縮表面を、特に電流源および/または電圧源および/または分析用電子ユニットを有する医療機器の電子回路と接触させる。ストリップの第2の面または反対側の面7は、本質的に平坦な表面を形成することが好ましい。ストリップ2のこの第2の面7は、被験者または患者の皮膚と接触させるためにあらかじめ見えている。このようにする代わりに、反対側の面7は、ベルト1を皮膚と良好に接触させるために、圧縮フォーム材からなる隆起部(ここでは図示せず)を備えていてもよい。圧縮フォーム4の導電性は、圧縮していないフォーム5の導電性よりも明らかに高い。いかなる理論に拘束されることもなく、圧縮により、電子の通路をふさぐフォームの泡はより少なくなり、かつ/またはより多くのかつ/またはより広い通路が、電子を輸送するために可能になると仮定する。圧縮フォーム4の導電性は、圧縮していないフォーム5よりも少なくとも2倍、好ましくは少なくとも10倍、さらに好ましくは少なくとも100倍、またさらに一層好ましくは少なくとも1000倍高いことが有利である。これと同時に、圧縮フォーム4の導電性は、被験者または患者の皮膚の導電性とほぼ同じまたはこれよりも高い。そのため、圧縮フォーム領域4の抵抗は、好ましくは1~1000オーム、好ましくは10~100オームである。非圧縮フォームの導電性は、皮膚の導電性よりも低いことが有利である。非圧縮フォームの導電性は、好ましくは皮膚の導電性の少なくとも5分の1未満である。 20 30 40

##### 【0090】

電子回路と皮膚との間の最適な電気的接触の領域8は、表面側とは反対にベルト様構造に形成され、ここで電気的接触部3と圧縮フォーム領域4とが対面する。最適な電気的接触の領域8はそれぞれ、個別に電極を形成することができる。このようにする代わりに、多数の隣接する最適な電気的接触の領域8が複合電極を形成してもよい。ベルト様構造は、このような個々の電極または複合電極を複数保有する。個々の電極または複合電極は、ストリップ2の長さに長手方向に沿って、アレイタイプの構造に結束または配置されることが好ましい。このベルト様構造は、電気インピーダンストモグラフィ(EIT)による分析測定に役立つことができる。

##### 【0091】

図 2 a および図 2 b には、非導電性のベース材料 1 0 と導電性材料 1 1 のパターンとを備える纖維 9 を示している。図 2 a には、纖維 9 を、接触素子 1 5 からなるアレイに対して間隔をあけた状態で概略的に示している。図 2 b には、纖維 9 および接触素子 1 5 からなるアレイを、例えば測定位置などの作業位置にある状態で示している。非導電性のベース材料 1 0 は、例えば綿、フェルト、炭素纖維またはその他の任意の天然もしくは合成の衣類用材料、またはこれらを混合したもので構成される。ベース材料 1 0 は、織纖維または不織纖維とすることができます。導電性材料 1 1 は、金属材料または導電性重合体を含む糸、スレッドまたは纖維で構成されるか、あるいはワイヤーで構成される。このようにする代わりに、導電性材料 1 1 は、縫製、ステッチまたは接着（ここでは図示せず）によって第 1 の材料の中に組み入れられる、第 2 の材料でできたパッチで構成されてもよい。導電性材料 1 1 は、ステッチ、縫製、スパッター、マイクロ印刷などの印刷によってベース材料 1 0 に組み入れられるか、あるいは例えば織りまたは編みなどのそのベース材料の製造過程でベース材料 1 0 に組み込まれ、これによって例えば使用される糸のうちの 1 本は、導電性材料を含んでいるか、あるいはワイヤーであるか、あるいはワイヤーを含む複合材料を形成する。どのような製造方法を使用するとしても、導電性材料 1 1 が、纖維の第 1 の表面 1 2 に多数の絶縁された（間隔をあけているという意味で）スポット、パッチまたは線を形成し、そのスポット、パッチまたは線が、到達すべき材料の厚みを介して反対側の纖維の第 2 の表面 1 3 に達して接触するということが重要である（図 2 a を参照）。これによって、第 1 の表面 1 2 にあるそれぞれのスポット、パッチまたは線は、反対側の第 2 の衣服側表面 1 3 に通じる、離れた、つまり電気的に絶縁された、接触部または経路 1 4 を形成する。第 1 の表面 1 2 には、電極接触素子 1 5 が配置され、それぞれの素子が、反対側の第 2 の表面 1 3 へと通じる複数の電気経路 1 4 との電気的接触を達成し、一方反対側の第 2 の表面は、被験者または患者の皮膚 1 8 との物理的かつ電気的接触を達成する（図 2 b を参照）。その結果、各電極接触素子 1 5 は、多数の絶縁されたスポット、パッチまたは線を介して皮膚と電気的に接触する。これらの絶縁されたスポット、パッチまたは線からなる群は、反対側の纖維 9 で共通の電極接触素子 1 5 を介して相互に接触するようになる。電極の接触位置 1 6 同士の間に對して決定した距離に応じて、または電気的なスポット、パッチまたは線に対しても決定した分布およびパターンに応じて、間に置かれた電気経路 1 4 は、多少を問わずいずれの電極接触素子 1 5 とも接触することはない。いずれの電極接触素子 1 5 とも接触していない経路 1 4 は、例えば E I T 測定用に纖維を使用している間は、いかなる機能性も持つこともない。各電極接触素子 1 5 は、様々な機能性を有する精緻な電極チップを備えることができ、このチップは例えば、2010 年 3 月 16 日に出願された非公開のイスラエル特許出願第 00364 / 10 号に記載されているものである。電極接触素子 1 5 は、互いに接続され、バスシステム 1 7 を介して中央制御システムに接続されていることが好ましい。このバスシステム 1 7 は、部分的に導電性の纖維 9 に対して絶縁されている。

### 【 0 0 9 2 】

図 3 には、導電線 2 1 を有する、本質的に非導電性のベースまたはキャリア材料 2 0 を備える、パターンを付したキャリア材料 1 9 を示している。キャリア材料 1 9 は、好ましくは例えばフェルト材料からなる不織纖維で構成される。このようにする代わりに、キャリア材料は、任意の天然もしくは合成の材料またはこれらを合わせたものを含む、例えば織糸などの織材料で構成されてもよい。導電性材料のパターンは、キャリア材料 2 0 の表面に配置される。そのパターンは、相互に物理的に間隔をあけ、電気的に絶縁されていない導電線 2 1（図 3 には例として 3 本の線を指摘している）で構成される。導電線材料 2 1 は、金属材料もしくは導電性重合体を含む糸、または金属材料もしくは導電性重合体でできた糸で構成されてもよいし、あるいはワイヤーで構成されてもよい。これらの線 2 1 は、縫製、ステッチ、印刷、スパッターまたは接着によって、キャリア材料 2 0 の表面に一体化されてもよい。導電線材料 2 1 は、不織纖維または織纖維の表面に、例えばマイクロ印刷によって印刷される導電性塗料で構成されるのが有利である。導電性材料は、多数の離れた線 2 1 または離れた線の群を、少なくとも 1 つの纖維の表面に形成し、これによ

つて各線または線の群は、2つの離れた点または領域をそれぞれベース材料20上で接続する。個々のパッチまたは線は、線またはパッチを流れる電流が別の隣の線またはパッチを流れる電流を干渉しないように、互いに電気的に絶縁されている。多数の絶縁された線または線の群の好適な配置は、図3に示すような平行な配置である。図3では、導電線21は、そのキャリア材料20を備える細長いストリップ上に配置されている。線21は、ストリップの幅を横断し、ストリップの左側の領域とストリップの右側を接続する。線21は、使用中に接触素子からなるアレイ27との物理的接触を達成するように決定される第1の(パターンを付した)領域23から、使用中に皮膚との物理的接触を達成するよう10に決定される第2の(パターンを付した)領域24まで通じている。電極アレイ素子27は、このような電線21を介して皮膚との電気的接触を達成できるようになり、この電線は、素子27と接触している。その結果、皮膚への電気的接触は、別個の電気接触領域25で達成される。これらの電気接触領域25は、図3におおまかに示している。

#### 【0093】

例えばEIT電極として使用する場合、パターンを付したキャリア材料19は、パターンを付した側を折り曲げた後に外側を形成するように折り曲げてもよい。図4には、パターンを付したキャリア材料19'を折り曲げた際の断面を概略的に示している。キャリア材料20'および電線21'を備えるパターンを付したキャリア材料19'は、支持のためにコア材料29の周囲に折り曲げられる。第1の領域23の内部では、電極接触素子27(例えばEITチップ電極)は、パターンを付したキャリア材料19、19'の上に設置される(図3および図4を参照)。これによって、電極接触素子27および27'と接觸する導電線21および21'は、電気接触領域25で皮膚31との電気的接触を達成する。図4に示す支持材料29は、非導電性のフォームまたは別の非導電性材料で構成されてもよい。フォーム製のコア29およびパターンを付したキャリア材料19'は、細長いベルト様のインターフェース構造30を形成し、この構造は、使用する際には被験者または患者の体部分の周囲に貼付される。さらに、アレイの多数の電極27、27'を接続しているバスシステムを有する電極アレイは、ベルト様インターフェース構造30の電極と接觸する側に、接觸状態の配置で貼付される。バスシステムを有するアレイは、パターンを付したキャリア材料19、19'に固定するように配置されるか組み込まれてもよいし、あるいは使用時のみにするため、取り外し可能なように取り付けられてもよい。

#### 【0094】

ベルト様インターフェース構造30と被験者または患者の皮膚31との間には、例えば不織材またはフォームなどの親水性の吸湿材など、好ましくは細く連続した接觸を促進する材料33を介在させてよい。層33は、皮膚31とベルト様インターフェース構造30との間の物理的かつ電気的な接觸特性を高める。

#### 【0095】

図5には、もう1つのベルト様インターフェース構造35の断面を概略的に示している。ベルト様インターフェース構造35は、被験者の皮膚31(使用位置を図示)との電気的接觸を達成するため、接觸素子からなるアレイの接觸素子41を支持するように示されている。この場合、ベルト様構造は、導電経路39を備えるキャリア材料37で構成される。これらの経路39は、材料37の表面に到達し、そこに導電性材料のパターン(例えば点のパターン、すなわち電気的に整合性がない点からなるパターン)を形成し、別個の電極41と別個の皮膚表面領域との間の電気的接觸が可能になるようにする。接觸特性を良好にするため、経路39を横断するストリップは、その端部が、キャリア材料37の表面から突出する小さな導電性の隆起部(ここでは図示せず)で終わっていてもよい。追加としてまたはこのようにする代わりに、接觸促進材料を、特に皮膚31とベルト様インターフェース構造35との間に介在させてよい(図4に同様のものを図示)。導電経路39を備えるそのキャリア材料37は、例えば導電性糸などを含む纖維(図2に同様のものを図示)、圧縮後に導電経路を圧力印加方向に形成するフォーム材(図1に同様のものを図示)、または様々な皮膚領域を様々な接觸素子と接觸させることができる、別個の導電経路を実際に有する別の構造で構成されてもよい。

10

20

30

40

50

## 【0096】

図6には、被験者の皮膚31（使用位置を図示）との電気的接触を達成するために、接触素子からなるアレイの接触素子41を支持する別のベルト様構造43の長手方向の断面図を概略的に示している。この場合、ベルト様構造43は、図5を参照して上記に記載したような導電経路を備える同様のキャリア材料で構成される。図5に示した単純なベルト様構造とは異なり、ここに表示したベルト様構造43は、凹凸のある形状をしている。これによって、厚みが厚い方の領域すなわち凸部と、厚みが薄い方の領域すなわち橋部とは、交互に並んでいる。凸部は、ベルトの長手方向の延びに対して垂直に向かっている。凸部同士の間にある橋部構造は、導電経路を備えていても備えていなくてもよい。それぞれのアレイ電極接触素子41は、個々の凸部の上に配置されてもよいし、あるいはこのようにする代わりに、電極接触素子の各々および／またはいくつかが複数の凸部と接触してもよい。接触素子41の位置は、十分な接触を達成するために図示したように正確である必要はない。凸状の構造は、皮膚表面への接触力を増強する補助になると同時に、患者にとってはよいクッションとなり、熱および湿気は、皮膚とベルト様構造との間に形成される通路に沿って、橋部領域がある箇所で分散することができる。その上、狭くなった橋様の領域は、皮膚と橋部とが間隔を開けているため、電気的絶縁体として作用する。任意に、橋部領域は、導電経路を一切含まない。凸状構造のさらに別の効果は、ベルト様構造の伸縮性がよりよくなることであり、これによって体型によりよく適応することである。

10

## 【0097】

皮膚表面上の有効電極領域の位置は、接触素子（3、15、27、27'、41）の下かつ近辺におよそ位置していることが好ましい（図1から図6に示す任意の例を参照）。このような配置にすると、有利であり、ユーザに良心的になり得る。なぜなら、例えばユーザは、体のどこで皮膚が電気接觸しているかを見てチェックすることができるからである（接触素子が実際に見えているか、接触素子の位置に印が付いている場合）。その上、このような配置にすると、接触素子と皮膚との間の距離が短くなり、これによって測定の正確性および信頼性が改善されるため、好ましいものになり得る。

20

## 【符号の説明】

## 【0098】

- 1 ベルト様構造、ストリップ様構造、ストリップ
- 2 フォーム材
- 3 EITチップなどの電極接触素子
- 4 圧縮領域
- 5 非圧縮領域
- 6 ストリップの第1の面
- 7 ストリップの第2の面または反対側の面
- 8 電子回路と皮膚との間の最適な電気的接觸の領域
- 9 インターフェース構造
- 10 繊維などのベース材料
- 11 導電性材料
- 12 第1の表面
- 13 反対側または第2の表面
- 14 通路または経路
- 15 接触素子、すなわちEITチップなどの電極
- 16 接触素子の位置
- 17 バスシステム
- 18 皮膚
- 19、19' パターンを付したキャリア材料
- 20、20' キャリア材料
- 21、21' 導電線
- 23 アレイと物理的に接觸するための所定の第1の領域

30

40

50

- 2 4 皮膚と物理的に接触するための所定の第 2 の領域  
 2 5 皮膚と電気的に接触する領域  
 2 7、2 7' E I T チップなどの接触素子からなるアレイの接触素子  
 2 8 バスシステム  
 2 9 非導電性コア材料  
 3 0 インターフェース構造  
 3 1 皮膚  
 3 3 接触促進材料  
 3 5 インターフェース構造  
 3 7 フォーム材などのキャリア材料  
 3 9 導電経路  
 4 1 E I T チップなどの接触素子からなるアレイの接触素子  
 4 3 凸状のキャリア材料構造を有するベルト様構造 10

【図 1】

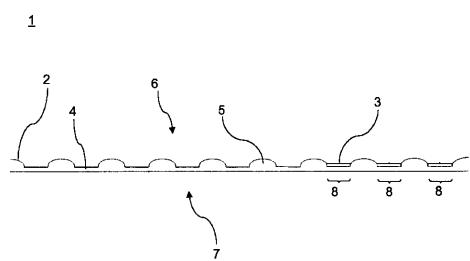
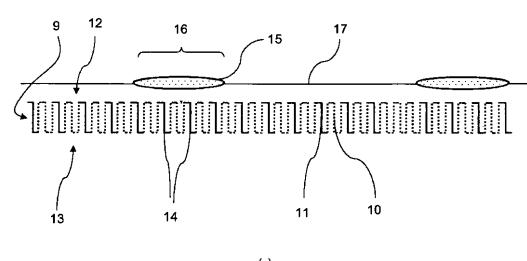


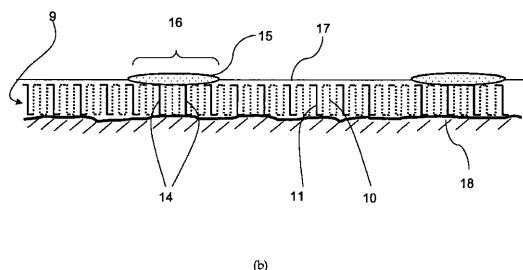
Fig. 1

【図 2 ( a )】



(a)

【図 2 ( b )】



(b)

【図 3】

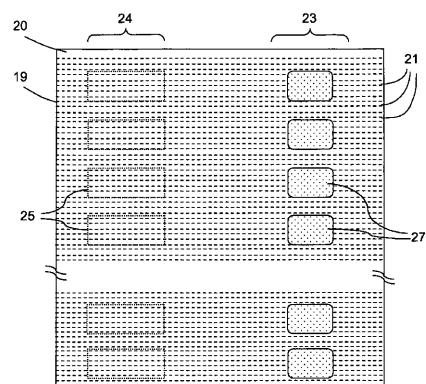


Fig. 3

【図4】

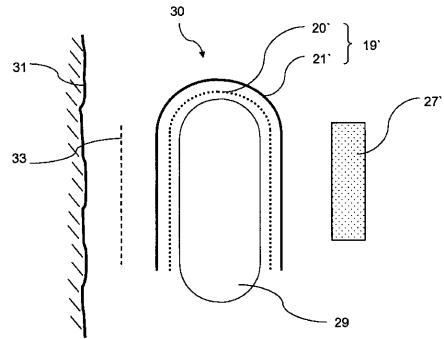


Fig. 4

【図5】

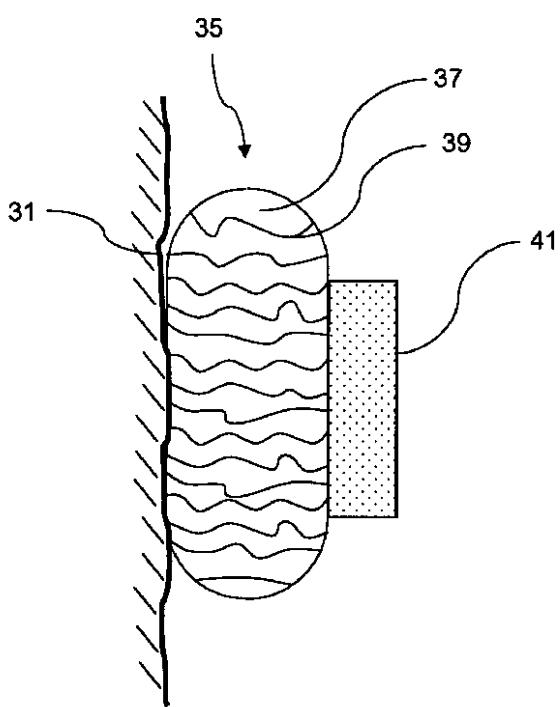


Fig. 5

【図6】

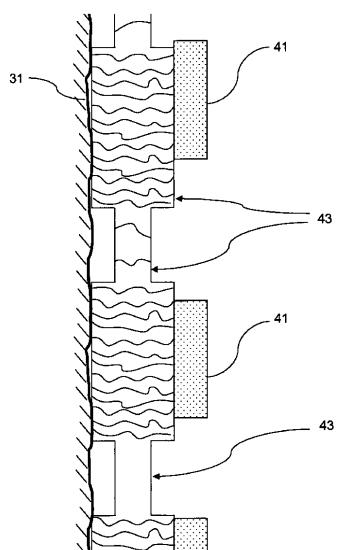


Fig. 6

---

フロントページの続き

審査官 門田 宏

(56)参考文献 米国特許出願公開第2006/0142654(US, A1)

特表2005-531386(JP, A)

特許第3129292(JP, B2)

特開2003-144402(JP, A)

国際公開第2010/069023(WO, A2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 5 / 04 - 5 / 053