

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6617157号

(P6617157)

(45) 発行日 令和1年12月11日(2019.12.11)

(24) 登録日 令和1年11月15日(2019.11.15)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 F 2/10 (2006.01)

A 6 1 F 2/10

G 0 1 K 7/16 (2006.01)

G 0 1 K 7/16

B

G 0 1 L 1/16 (2006.01)

G 0 1 L 1/16

Z

A 6 1 L 27/40 (2006.01)

A 6 1 L 27/40

A 6 1 L 27/08 (2006.01)

A 6 1 L 27/08

請求項の数 11 (全 11 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2017-556943 (P2017-556943)
 (86) (22) 出願日 平成27年11月11日(2015.11.11)
 (65) 公表番号 特表2018-517458 (P2018-517458A)
 (43) 公表日 平成30年7月5日(2018.7.5)
 (86) 国際出願番号 PCT/KR2015/012107
 (87) 国際公開番号 W02017/043695
 (87) 国際公開日 平成29年3月16日(2017.3.16)
 審査請求日 平成29年10月30日(2017.10.30)
 (31) 優先権主張番号 10-2015-0126515
 (32) 優先日 平成27年9月7日(2015.9.7)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 韓国 (KR)

(73) 特許権者 515351884
 ユニスト (ウルサン ナショナル イン
 ティテュート オブ サイエンス アンド
 テクノロジー)
 大韓民国 44919 ウルサン ウルチ
 ユーグン オニャンーウップ ユニストー
 ギル 50
 (74) 代理人 100121382
 弁理士 山下 託嗣
 (72) 発明者 コ, ヒョンヒョプ
 大韓民国, 44919 ウルサン, ウルジ
 ユーグン, オニャンーウップ, ユニストー
 ギル, 50

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 強誘電性複合素材ベースの人工電子皮膚

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

下部電極 (100) ;
 前記下部電極 (100) に積層された第1層 (200) ;
 前記第1層 (200) から上部に起立されて形成された半球状の複数の第1マイクロドーム (210) ;
 前記第1層 (200) 上に積層された第2層 (300) ;
 前記第1層 (200) に対向する前記第2層 (300) の下部に前記第1マイクロドーム (210) と噛み合わせられるように形成された半球状の複数の第2マイクロドーム (310) ; および
 前記第2層 (300) の上端面に積層された上部電極 (400) ; 並びに
 前記上部電極 (400) の上端面に積層されて、加えられる外部の圧力を受容するパターン層 (500) ; を含み、
 前記第1層 (200) と前記第2層 (300) は、
PVDF (PolyVinylidene Fluoride) と rGO (reduced graphene oxide) の複合素材から形成されたことを特徴とする、人工電子皮膚。

【請求項 2】

前記パターン層 (500) は、
 指の指紋を模写したパターンで構成されていることを特徴とする、請求項 1 に記載の人

工電子皮膚。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の人工電子皮膚と、

前記下部電極（100）及び前記上部電極（400）にワイヤーで連結された測定装置とを含む、人工電子皮膚を用いた測定システム。

【請求項 4】

前記測定装置は、

前記パターン層（500）に、温度が相異なる水滴が落ちた場合、前記下部電極（100）と前記上部電極（400）を通じて測定される抵抗値と、水滴によって加えられた静的圧力による圧抵抗としての、前記抵抗値が所定時間後に到達する平衡値との間の抵抗値差によって、前記水滴の温度を感知することを特徴とする、請求項 3 に記載の人工電子皮膚を用いた測定システム。

10

【請求項 5】

前記抵抗値差と、水滴の温度とは反比例することを特徴とする、請求項 4 に記載の人工電子皮膚を用いた測定システム。

【請求項 6】

前記測定装置は、

前記パターン層（500）に、温度が相異なる水滴が落ちた場合、前記下部電極（100）と前記上部電極（400）を通じて測定した抵抗値が所定時間後に到達する平衡値によって、前記水滴によって加えられる圧力を感知することを特徴とする、請求項 3 に記載の人工電子皮膚を用いた測定システム。

20

【請求項 7】

前記抵抗値が所定時間後に到達する平衡値と、前記水滴によって加えられる圧力とは反比例することを特徴とする、請求項 6 に記載の人工電子皮膚を用いた測定システム。

【請求項 8】

前記測定装置は、

前記人工電子皮膚が、カプセル化されていて、手首に着用された場合、

前記パターン層（500）に伝達される、前記下部電極（100）と前記上部電極（400）を通じて測定された、血流の初期の測定圧力に対応する抵抗値、及び、前記血流による拡張期（P D i a）と収縮期（P S y s）との間の圧力差に対応する抵抗値の変化を測定することで皮膚温度を測定することを特徴とする、請求項 3 に記載の人工電子皮膚を用いた測定システム。

30

【請求項 9】

前記皮膚温度と、前記拡張期（P D i a）における抵抗値とは反比例することを特徴とする、請求項 8 に記載の人工電子皮膚を用いた測定システム。

【請求項 10】

前記測定装置は、

前記パターン層（500）に、相異なる周波数の音波が伝達されると、前記下部電極（100）と前記上部電極（400）を通じて測定された、圧電電流と電圧とにより前記各音波の周波数を検出することを特徴とする、請求項 3 に記載の人工電子皮膚を用いた測定システム。

40

【請求項 11】

前記測定装置は、

前記パターン層（500）にて、相異なるテクスチャー及び凹凸パターンを有した表面をスキャンすると、前記下部電極（100）と前記上部電極（400）を通じて測定された圧電電流または電圧により、スキャンされた前記表面のテクスチャー及び凹凸パターンを検出することを特徴とする、請求項 3 に記載の人工電子皮膚を用いた測定システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本発明は強誘電性複合素材ベースの人工電子皮膚に関するもので、より詳細には、強誘電性の特性を有する P V D F (PolyVinylidene Fluoride: ポリフッ化ビニリデン) と r G O (Reduced Graphene Oxide) との複合素材を、噛み合わせられたマイクロドーム構造に制御するとともに、従来の圧電特性ベースの動的触覚感知に加えて、物理的、熱的刺激にしたがって抵抗が変化する特性を利用することで静的触覚および温度を感知できる強誘電性複合素材ベースの人工電子皮膚に関するものである。

【 0 0 0 2 】

また、静的 / 動的な触覚および温度を、区分して感知する特性を有するとともに、指紋模写パターンを導入することによって温度による脈拍変化をモニタリングして音波、表面のテクスチャーを区分して感知できる人工電子皮膚の応用技術に関するものである。

10

【 背景技術 】

【 0 0 0 3 】

従来の人工電子皮膚は、単一の測定モードを通じての静的または動的触覚の同時測定に限界があり、特に、物理的な触覚と温度とを区分して感知するには、感知信号を分離することが難しいという問題点がある。

【 0 0 0 4 】

また、従来の人工電子皮膚を利用した脈拍信号感知は、温度に対する影響を含ませることができず、静的 / 動的な触覚を同時に測定することが困難であるため、実際の皮膚のように表面粗さ、テクスチャーなどを正確に感知し難いという問題点がある。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 大韓民国登録特許公報第 1 0 - 1 4 4 9 4 1 0 号 (2 0 1 4 . 1 0 . 0 2)

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

本発明は前述した問題点を解決するために、P V D F (PolyVinylidene Fluoride: ポリフッ化ビニリデン) と r G O (Reduced Graphene Oxide) の複合素材を、噛み合わせられたマイクロドーム構造に制御するとともに、従来の圧電素材の動的触覚感知特性に加えて、圧力および温度によって抵抗が変化する特性を利用することで静的触覚および温度を区分感知できる人工電子皮膚を提供することを目的とする。

30

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

前述した目的を達成するために、本発明に係る人工電子皮膚は、(i)下部電極; (ii)前記下部電極に積層された第1層; (iii)前記第1層から上部に起立されて形成された半球状の第1マイクロドーム; (iv)前記第1層上に積層された第2層; (v)前記第1層に対向する前記第2層の下部に、前記第1マイクロドームと噛み合わせられるように形成された半球状の第2マイクロドーム、および、(vi)前記第2層の上端面に積層された上部電極; 並びに、(vii)前記上部電極の上端面に積層されて加えられる外部の圧力を受容するパターン層; を含むことを特徴とする。

40

【 発明の効果 】

【 0 0 0 8 】

本発明に係る人工電子皮膚は、一つの素子で、動的圧力と静的圧力と温度とを、異なる信号を利用して感知し区分できる効果がある。

【 0 0 0 9 】

また、本発明に係る人工電子皮膚は、P V D F (PolyVinylidene Fluoride: ポリフッ

50

化ビニリデン)とrGO(Reduced Graphene Oxide)とによる素材の温度変化特性を利用して温度を感知できる効果があり、噛み合わせられたドーム構造を通じて温度感受性を具現できる効果がある。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】人間の皮膚を模写した多機能電子皮膚の構成図。

【図2】柔軟なrGO/PVDFナノ複合フィルムの温度センシング特性を説明するために図示した図面。

【図3】静的圧力と温度とによる刺激を感知するための、噛み合わせられたマイクロドームアレイを有する圧抵抗電子皮膚の特性を説明するために図示した図面。 10

【図4】動脈パルス圧力と温度とによる刺激をモニタリングするための、噛み合わせられたマイクロドームアレイを有する圧抵抗電子皮膚の特性を説明するために図示した図面。

【図5】動的タッチとアコースティック音の感知のための、噛み合わせられたマイクロドームアレイを有する圧電電子皮膚の特性を説明するために図示した図面。

【図6】質感感知のための指紋パターンを有する圧電電子皮膚の特性を説明するための図面。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、添付図面を参照して本発明の実施例をより詳細に説明する。これに先立ち、本明細書および特許請求の範囲に使われた用語や単語は、通常または辞書的な意味に限定して解釈されてはならず、発明者は自分の発明を最も最善の方法で説明するために用語の概念を適切に定義できるという原則に則って、本発明の技術的思想に符合する意味と概念に解釈されるべきである。 20

【0012】

したがって、本明細書に記載された実施例と図面に図示された構成は本発明の最も好ましい一実施例に過ぎないものであって、本発明の技術的思想をすべて代弁するものではないので、本発明の出願時点においてこれらを代替できる多様な均等物と変形例が存在し得ることを理解しなければならない。

【0013】 30

図1は本発明に係る人工電子皮膚の構成図である。

【0014】

図1に図示された通り、本発明に係る人工電子皮膚は、下部電極100、第1層200、第2層300、上部電極400、およびパターン層500を含む。

【0015】

前記下部電極100は、銅(Cu)電極であり、本発明に係る人工電子皮膚の最下部に積層されて、圧電(Piezoelectric)特性と一緒に圧抵抗(piezoresistive)特性を測定する電極として利用される。

【0016】

前記第1層200は、前記下部電極100に積層されて形成され、PVDF(PolyVinylidene Fluoride: ポリフッ化ビニリデン)/rGO(reduced graphene oxide: 還元された酸化グラフェン)の複合素材からなり、静的/動的な触覚、および温度を感知する。 40

【0017】

ここで、前記第1層200の上端に、半球状の複数の第1マイクロドーム210が形成されているが、前記第1マイクロドーム210は表面積が拡張されているので垂直圧力による感受度を向上させることができる。

【0018】

前記第2層300は、前記第1層200の上部に積層されて形成され、前記第1層200 50

0と同様にPVD_F (PolyVinylidene Fluoride: ポリフッ化ビニリデン) / rGO (reduced graphene oxide: 還元された酸化グラフェン)の複合素材からなり、静的/動的な触覚、および温度を感知する。

【0019】

ただし、前記第2層300は、前記第1層200の上端に形成された第1マイクロドーム210と噛み合わせられるように、下端に複数の第2マイクロドーム310が形成されることが好ましい。

【0020】

前記上部電極400は、前記第2層300の上端に積層されて前記下部電極100と同様に、圧電(Piezoelectric)特性とともに圧抵抗(piezoresistive)特性を測定する電極として利用される。

10

【0021】

前記パターン層500は、弾性重合体パターンの布地(fabric)で構成され、指の指紋を模写したパターンで構成されることで、信号を増幅させて効果的な力の伝達を具現することができるようにした。

【0022】

前記下部電極100と前記上部電極400は、シルバーペーストによってそれぞれ前記第1層200と前記第2層300に接着されるが、前記シルバーペーストは接触抵抗を最小化するために、1時間の間、90℃でアニーリングされる。

20

【0023】

前記下部電極100および前記上部電極400と連結されたワイヤーを通じて測定された電流値または電圧値により、温度を感知することができる。

【0024】

図2に図示された通り、温度が0℃から100℃まで増加するにつれて、電流が増加することがわかる(図2B)。

【0025】

反面、図2Cに図示された通り、温度が増加するにつれて、抵抗が減少することがわかる。

【0026】

30

一方、図2Aに図示された通り、1wt.% (質量パーセント)のrGO濃度でのrGO (reduced graphene oxide) / PVD_F (PolyVinylidene Fluoride: ポリフッ化ビニリデン)複合フィルムの断面SEMイメージは、前記rGOシートがPVD_Fマトリックス内に均一に分散して積層されていることを示す。

【0027】

例えば、図2Dに図示された通り、本発明に係る人工電子皮膚に人の手が位置すると、温度センサーによって接触した部分の全体にわたって温度変化が表示される。

【0028】

また、本発明に係る人工電子皮膚に、相異なる温度の水滴が落ちた際の、代表的な光学イメージと、赤外線カメライメージが、図2Eに図示されている。

40

【0029】

図2Fおよび図2Hに図示された通り、実線は、人工電子皮膚の時間依存的な抵抗変化を示し、点線は、水滴の温度を示しているが、25℃の空間で、前記人工電子皮膚に水滴が落ちると、前記人工電子皮膚の電氣的抵抗は変わらない。

【0030】

反面、38℃、50℃および64℃の暖かい水滴が落ちると、相対的抵抗が0.74から0.92まで瞬間的に増加し(図2G)、反対に冷たい水滴が落ちると相対的抵抗が瞬間的に減少する(図2I)。

【0031】

一方、圧力-誘導された電氣的特性、圧電抵抗、および圧電信号は、それぞれ前記下部

50

電極 1 0 0 および前記上部電極 4 0 0 とワイヤーで連結された半導体パラメータ分析器、およびソースメータを使って測定される。

【 0 0 3 2 】

平たい複合フィルムは、人工電子皮膚にて水滴によって誘導された瞬間圧力変化に、敏感ではない。したがって、本発明において、薄板複合フィルムにマイクロドームアレイ構造の噛み合わせ構造を採用することによって、感度を大幅に向上させることができる（図 3 A）。

【 0 0 3 3 】

噛み合わせられたマイクロドームアレイの圧力感度は、隣り合うマイクロドームアレイ間における接触面の大きな変化および応力集中の効果のために、平たいフィルムよりかなり高い（図 3 B）。

10

【 0 0 3 4 】

また、噛み合わせられたマイクロドームアレイの構造は、平たいフィルムの T C R 値（ $1.58\% /$ ）と比較して高い T C R 値（ $2.93\% /$ ）を有する（図 3 C）。

【 0 0 3 5 】

一方、同時に持続的な温度と圧力の変化に伴う、噛み合わせられた構造を有する人工電子皮膚の時間的な反応を評価するために、多様な温度で水滴を落とした後、直ちに、電子皮膚抵抗と水の温度の時間依存的変化を分析した。

【 0 0 3 6 】

室温での電子皮膚への水滴の落下は、水滴によって加えられる圧力のために、相対的抵抗が 0.92 に減少する結果をもたらした（図 3 E）。

20

【 0 0 3 7 】

40 および 60 の暖かい水滴が電子皮膚に落ちると、抵抗が瞬間的に 0.38 および 0.25 にそれぞれ減少するが、これは焦電効果と圧抵抗効果のためである。

【 0 0 3 8 】

この際、時間の経過につれて、暖かい水滴の冷却によって抵抗がだんだん増加し、結局、水滴によって加えられる静的圧力に対応する熱平衡状態である、0.92 の抵抗値に到達する。

【 0 0 3 9 】

水滴の圧力が変化すると、相対的な抵抗の平衡値は、相異なる圧力値によって変わる（図 3 F）。

30

【 0 0 4 0 】

一方、図 4 A に図示された通り、本発明に係る人工電子皮膚は、着用可能に、両面がポリイミドフィルムによって 1 ~ 2 c m のサイズでカプセル化されて、動脈圧力パルス进行モニタリングするために、手首に巻かれるようになる。

【 0 0 4 1 】

運動に伴う前記動脈圧力パルスの変化と体温は、5 分の間走ってから手首を、暖かい水や冷たい水に 2 分間浸した後に観察される。

【 0 0 4 2 】

皮膚の温度によって、血管は、脈圧が減少または増加することで拡張または収縮する。

40

【 0 0 4 3 】

図 4 B は、手首の脈圧についての典型的な圧電抵抗の読み取りについて示し、三種の区別可能なピーク（ P_1 、 P_2 、 P_3 ）が図示されているが、前記脈圧（ P_1 ）は、心臓の収縮によって導き出された血流による、収縮期（ $P_{S y s}$ ）と拡張期（ $P_{D i a}$ ）との間の圧力差である。

【 0 0 4 4 】

一方、反射波圧力（ P_2 、および P_3 ）は、末梢部位（ P_2 は手、そして P_3 は下半身）から反射した波によって発生する。

【 0 0 4 5 】

図 4 C にて、運動前に一般的な状態の下で腰骨動脈の増加指標（A I r : a r t e r y

50

$\text{augmentation index} = P_2 / P_1$) 及び半径弛緩期拡大指標 ($\text{DAI} : \text{radial diastolic augmentation index} = P_3 / P_1$) が、それぞれ 0.45 及び 0.31 であると観察された。

【0046】

また、図 4 D にて、皮膚温度が 20 から 42 に増加するに伴い、拡張期血圧 (PDia) の相対的抵抗が 1.40 から 0.64 に減少しており、図 4 E にて、動脈パルス圧力が、温度によって相異なる波形を明確に示した。

【0047】

ここで、すべてのパルスと反射波圧力 (P_1 、 P_2 、 P_3) は、温度の増加で減少する。

【0048】

脈拍波形に続いて行った変数の詳しい分析は、図 4 F に図示された通りである。

【0049】

前記図 3 C にて、皮膚温度の増加でもって相対的抵抗が線形的に減少するが、抵抗と温度の間のこのような線形的な関係は、動脈パルス圧力を測定する間に皮膚の温度を直接モニターするのに使われ得る。

【0050】

噛み合わせ構造を有する本発明に係る強誘電体の人工電子皮膚は、動的触覚刺激の圧電認識が可能である。

【0051】

図 5 A にて、平たい圧電フィルムと比較して、噛み合わせ電子皮膚は、広い接触面積を有しており、マイクロドーム同士の間狭い接触面積での圧力集中効果があるので圧電性能を向上させることができる。

【0052】

図 5 B に示されたように、噛み合わせられたマイクロドームフィルムの圧電電流は、2.45 kPa 以下にて $35 \mu\text{A} / \text{Pa}$ の感度で、.45 ~ 17.15 kPa 範囲にて $5 \mu\text{A} / \text{Pa}$ の感度で、加えられる一般的な力により、変わる。

【0053】

図 5 C に示されたように、圧電電流と電圧は、加えられた衝撃周波数 ($0.1 \text{ Hz} \sim 1.5 \text{ Hz}$) の増加に伴い、漸次増加する。

【0054】

瞬間的な変形と噛み合わせられたマイクロドームアレイの圧電電流の変化後の弛緩は、高周波振動からなる音波の検出を可能とする。

【0055】

図 5 D に図示された通り、スピーカーから発生した音の波形が、本発明に係る噛み合わせ構造を有する電子皮膚によってモニターされるということでもって、音の感知能力を説明することができる。

【0056】

図 5 E に図示された通り、噛み合わせ構造を有する電子皮膚の圧電電圧は周波数が最大値 2000 Hz に到達する間に、周波数に比例して増加し、 2000 Hz 以後だんだん減少する。

【0057】

反面、平たい電子皮膚は周波数の変化によって圧電電圧が顕著に変化しない。

【0058】

図 5 F に図示された通り、圧電電圧の波形が、スピーカーから S、K、I、および N といった相異なるアルファベットの音声で応答するのを観察することができる。

【0059】

音響波形の文章全体のモニタリングを説明するために、広く知られたリチャードファインマンの演説タイトル「底に十分な空間がある」を、市販のマイクを通じて、噛み合わせ構造を有する電子皮膚に出力してみた。

【0060】

10

20

30

40

50

図5Gに図示された通り、本発明に係る噛み合わせ構造を有する電子皮膚にて、時間による位置、および、圧電電圧波形の強度と、対応するスペクトログラムは、文章のアカースティックサウンドの音響波形のスペクトログラムと、よく一致することがわかる。

【0061】

反面、市販のマイクは時間による音響波形の変化と、文章のスペクトログラムを、正確に観察できないことがわかる。

【0062】

素早く適応する圧電電子皮膚は、表面テクスチャーの認識が容易な複数の触覚信号についての、空間および時間エンコーディングを可能にすることができる。

【0063】

このために、前記電子皮膚は図6Aの中間部に図示された通り、マイクロステージに取り付けられ、相異なるスキヤニング速度で、図6Aの下部に図示されたように、表面のテクスチャーを通じてスキヤンする。

【0064】

特に、人の手の指紋パターンを模写するように、テクスチャー - 誘導振動の増幅のために、図6Aの上部に図示された通り、電子皮膚の表面に互いに平行に延びるリッジ (ridge) (ピッチ: $470\text{ }\mu\text{m}$ 、幅: $163\text{ }\mu\text{m}$) を採択した。

【0065】

図6Bは、噛み合わせ構造を有する電子皮膚が、相異なるスキヤニング速度 ($0.25 \sim 2.5\text{ mm/s}$) で、平行線パターンを有する表面テクスチャーを通じてスキヤンする際の、時間による圧電電流の変化を表示する。

【0066】

図6Cで、前記圧電電流信号についての高速フーリエ変換スペクトルは、各スキヤニング速度と、減少する振幅を有する高周波とに関連した基本的な周波数 (矢印) があることを示している。

【0067】

図6Dに図示された通り、電流信号の短時間フーリエ変換は、圧電電流の時間による変化をさらによく説明する。

【0068】

規則的な表面パターンに対するスキヤニングは、同じ時間領域のスキヤニング速度の増加とともに増加する、 30 Hz 以下の周波数範囲での、時間に対する周期的なラインパターンを誘導する。

【0069】

指紋パターンを有する、本発明に係る噛み合わせ人工電子皮膚は、図6Eに図示された通り、サンドペーパー、ガラス、および紙などの相異なる粗さを有する多様な表面を感知することができる。

【0070】

微細なテクスチャーの感知を調べるために、図6Fに図示された通り、電子皮膚は相異なる表面パターンとサイズ (線: ピッチサイズ $\langle P \rangle = 80\text{ }\mu\text{m}$ 、幅 $\langle W \rangle = 10\text{ }\mu\text{m}$ / 四角形: $P = 80\text{ }\mu\text{m}$ 、 $W = 20\text{ }\mu\text{m}$ / 五角形: $P = 90\text{ }\mu\text{m}$ 、 $W = 20\text{ }\mu\text{m}$) を有するシリコン基板の上を 2.5 mm/s でスキヤニングした。

【0071】

垂直方向にシリコンラインパターンを横切ったスキヤニングは、図6Fの中間部に図示された通り、周期的な出力電流波動を誘導し、図6Fの下部に図示された通り、やわらかいシリコン表面 (図6Fi) と比較したときに明確に認知できる、STFTスペクトログラムでの、 30 Hz 付近の独占周波数帯域を誘導する。

【0072】

2.5 mm/s のスキヤニング速度で観察された、前記 30 Hz 周波数帯域は $80\text{ }\mu\text{m}$ 内部リッジ距離に近い $83\text{ }\mu\text{m}$ のピッチと対応する。

【0073】

10

20

30

40

50

反面、平行方向（図 6 F i i i）にシリコンラインパターンをスキャンするスキニングは、30 Hz に近い重要な周波数帯域を現わすことができない。

【0074】

四角のパターン（図 6 F i v）は、ラインパターンに垂直なスキニングにより観察される帯域と類似の、30 Hz に近い周波数帯域を発生させる。

【0075】

反面、ある連続的な内部パターン離隔がない五角形のパターン（図 6 F v）に対するスキニングは、30 Hz に近い、注目できるような周波数バンドを現わすことができない。

【0076】

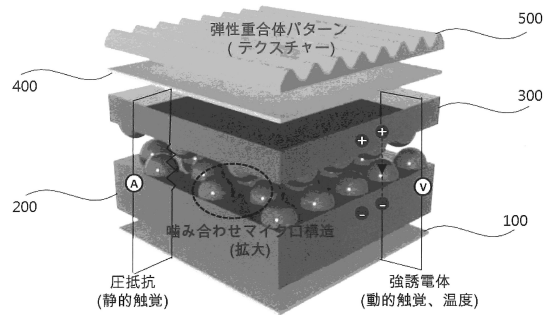
以上のように、本発明はたとえ限定された実施例と図面によって説明されたが、本発明はこれによって限定されず、本発明が属する技術分野で通常の知識を有した者によって本発明の技術思想と下記に記載される特許請求の範囲の均等範囲内で多様な修正および変形が可能であることはいうまでもない。

【符号の説明】

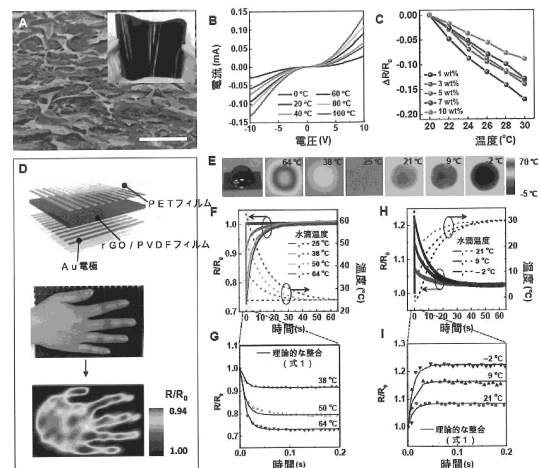
【0077】

- 100：下部電極
- 200：第1層
- 300：第2層
- 400：上部電極
- 500：パターン層

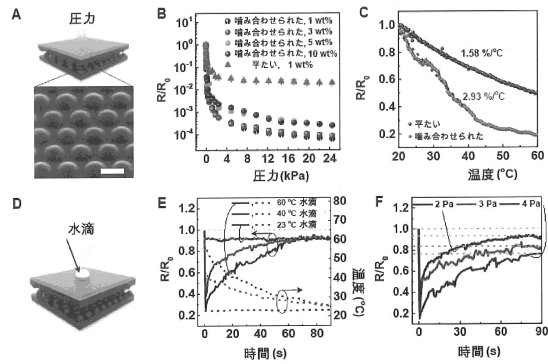
【図1】



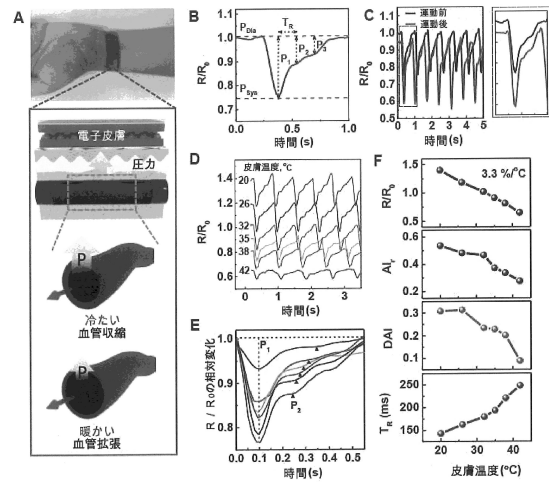
【図2】



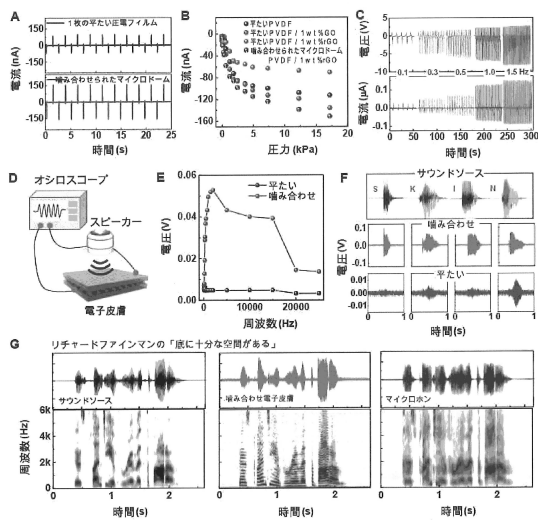
【図 3】



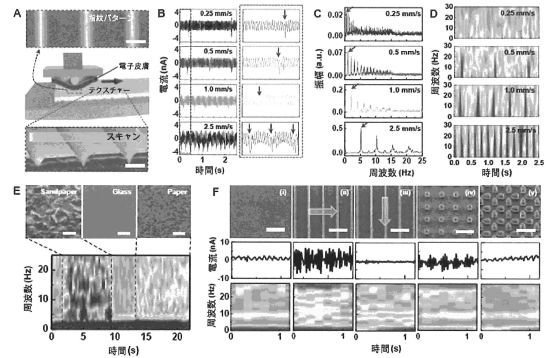
【図 4】



【図 5】



【図 6】



 フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
 A 6 1 L 27/16 (2006.01) A 6 1 L 27/16

(72)発明者 パク, ジョンファ
 大韓民国, 4 4 9 1 9 ウルサン, ウルジュ - グン, オニャン - ウプ, ユニスト - ギル, 5 0
 (72)発明者 イ, ホンサン
 大韓民国, 4 7 7 3 2 プサン, ドンネ - グ, チュンニョル - デロ 1 0 7 ボン - ギル, 5 4 , 1
 1 - 1 3 0 2 (オンチョン - ドン, ラッキーアパートメント)

審査官 佐藤 智弥

(56)参考文献 特開 2 0 1 3 - 2 3 2 2 9 3 (J P , A)
 特開 2 0 0 7 - 1 9 6 3 7 2 (J P , A)
 国際公開第 2 0 1 4 / 1 1 7 7 2 4 (WO , A 1)
 中国実用新案第 2 0 3 2 9 0 9 1 0 (C N , U)
 PARK, Jonghwa, et al., Giant Tunneling Piezoresistance of Composite Elastomers with Interlocked Microdome Arrays for Ultrasensitive and Multimodal Electronic Skins, ACS NAN
 0 , 2 0 1 4 年, Vol. 8, No. 5, p. 4689-4697

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
 A 6 1 F 2 / 1 0