

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6853242号  
(P6853242)

(45) 発行日 令和3年3月31日(2021.3.31)

(24) 登録日 令和3年3月15日(2021.3.15)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 8/06 (2006.01)** A 6 1 B 8/06 Z DM  
**A 6 1 B 8/14 (2006.01)** A 6 1 B 8/14

請求項の数 16 (全 21 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2018-515199 (P2018-515199)                  (86) (22) 出願日 平成28年9月23日 (2016. 9. 23)                  (65) 公表番号 特表2018-528013 (P2018-528013A)                  (43) 公表日 平成30年9月27日 (2018. 9. 27)                  (86) 国際出願番号 PCT/EP2016/072769                  (87) 国際公開番号 W02017/051014                  (87) 国際公開日 平成29年3月30日 (2017. 3. 30)                  審査請求日 令和1年8月30日 (2019. 8. 30)                  (31) 優先権主張番号 15306501.6                  (32) 優先日 平成27年9月25日 (2015. 9. 25)                  (33) 優先権主張国・地域又は機関                  欧州特許庁 (EP)</p>	<p>(73) 特許権者 591100596                  アンスティチュ ナショナル ドウ ラ                  サンテ エ ドウ ラ ルシエルシュ メ                  ディカル                  フランス国、エフー75013 パリ、リ                  ュ・ドウ・トルビアック 101                  (73) 特許権者 595040744                  サントル・ナショナル・ドウ・ラ・ルシエ                  ルシュ・シャンティフィク                  CENTRE NATIONAL DE                  LA RECHERCHE SCIENT                  IFIQUE                  フランス国、75016 パリ、リュ・ミ                  シェル・アンジュ 3</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像化技術及び関連する装置を用いて客観的測定値を主観的感覚に関連付ける数値モデルを取得するための方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

- 数値モデルを取得するための方法であって、前記数値モデルが、少なくとも1つの客観的測定値を主観的感覚に関連付け、客観的測定値が、対象の前記脳の少なくとも1つの領野の前記活性化度を表す物理量の測定値であり、前記感覚が、数値に換算した前記対象によってのみ評価され、前記方法が、

a) 領野の前記活性化度の少なくとも1つの獲得画像を取得するために、経頭蓋超音波プローブ(20)によって発生した非収束波を用いることによって、前記脳の前記少なくとも1つの領野を画像化するステップと、

b) 少なくとも1つの客観的測定値を取得するために、各獲得画像に基づいて、前記少なくとも1つの領野の前記活性化度を表す物理量を評価するステップと、

c) 前記対象から、前記主観的感覚を表す少なくとも1つの数値を取得するステップと、

d) 前記取得された客観的測定値及び前記取得された数値を用いることによって、前記数値モデルを判定するステップと、

を含む方法。

【請求項2】

前記数値モデルが、

- 線形関数、
- 非線形関数、

- 前記対象の前記客観的測定値と対象によって感じられた前記主観的感覚を表す数値とから、及び他の対象についての数値モデルを含むデータベースから、導き出されたモデル、  
 からなる群から選択される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記評価するステップが、前記画像によって提供された前記情報に基づいて少なくとも 1 つの対象となる領域を画定することを含み、

前記活性度を表す前記領域の物理量が、前記少なくとも 1 つの対象となる領域内の前記血流活性度、前記少なくとも 1 つの対象となる領域内の前記血流速度、前記少なくとも 1 つの対象となる領域内の血液量からなる群より選択される、

請求項 1 または 2 に記載の方法。

10

【請求項 4】

ステップ b) の前記客観的測定値が、物理量、外部事象と物理量との間の相関、いくつかの領域の物理量の前記相関、及び他の測定値と物理量との間の相関からなる群から選択される、

請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記ステップ a) で取得された前記画像が、前記領域の三次元画像である、

請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 6】

画像化する前記ステップ a) が、前記経頭蓋超音波プローブ (20) を、血管樹と、データベース、ニューロナビゲーションツール及びヘルメットからなる群より選択された 1 つの要素と、を特に用いて位置付けることを含む、

請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の方法。

20

【請求項 7】

前記経頭蓋超音波プローブの前記位置付けが、血管樹と、データベース、ニューロナビゲーションツール及びヘルメットからなる群より選択された 1 つの要素と、を用いて実行される、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

発射頻度が、前記非収束波のために画定され、

前記ステップ a) の前記非収束超音波発射頻度が、500 Hz よりも上である、

請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の方法。

30

【請求項 9】

前記非収束波が、平面波または発散波である、

請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 10】

前記領域が、前記前帯状皮質 (ACC) である、

請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 11】

前記画像化ステップが、

- 前記経頭蓋超音波プローブ (20) によって p 個の入射音波を放射するステップであって、p が 2 以上の整数であり、前記 p 個の入射音波が、p 個の基本入射波  $E_{0i}(t)$  の直線結合によって取得され、前記直線結合が、以下の数学的関係に対応し、

【数 7】

$$E(t) = M_{coding} * E_0(t)$$

40

ここで、

・  $M_{coding}$  が、符号化行列と呼ばれる、p 次の正方行列であり、

・  $E(t)$  が、前記 p 個の入射波が成分であるベクトルであり、

50

- ・  $E_0(t)$  が、前記 p 個の基本入射波が成分であるベクトルであり、各基本入射波が非収束波であるステップと、
  - 前記経頭蓋超音波プローブ (20) によって、前記脳の前記領野による前記 p 個の入射波の前記反射に対応する p 個の反射波  $R_i(t)$  を受信するステップと、
  - 前記 p 個の基本反射波  $R_{0_i}(t)$  を、前記以下の数学的関係
- 【数 8】

$$R_0(t) = M_{decoding} * R(t)$$

を用いることによって前記 p 個の反射波  $R_i(t)$  を線形結合することによって判定するステップであって、 10

- ・  $M_{decoding}$  が、復号化行列と呼ばれる、p 次の正方行列であり、前記符号化行列  $M_{coding}$  及び前記復号化行列  $M_{decoding}$  が、両方の行列の積が、各対角成分がゼロとは異なる p 次の対角行列 D と等しくなる行列であり、

- ・  $R(t)$  が、前記 p 個の反射波が成分であるベクトルであり、
  - ・  $R_0(t)$  が、前記 p 個の基本反射波が成分であるベクトルであるステップと、
  - 前記 n 個の基本反射波  $R_{0_i}(t)$  を用いることによって前記画像を構築するステップと、
- を含む請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 12】 20

対象によって感じられた感覚を推定するための方法であって、前記感覚が、数値に換算した前記対象によってのみ評価され、前記方法が、

- 第 1 の瞬間で、数値モデルを取得するための前記方法を実行するステップであって、前記数値モデルが、少なくとも 1 つの客観的測定値を主観的感覚に関連付け、前記方法が、請求項 1 ~ 11 のいずれか 1 項に記載されているステップと、

- 前記第 1 の瞬間の後に続く第 2 の瞬間で、
  - ・ 領野の前記活性度の少なくとも 1 つの第 2 の獲得画像を取得するために、経頭蓋超音波プローブ (20) によって発生した非収束波を用いることによって、前記脳の前記少なくとも 1 つの領野を画像化するステップと、

- ・ 少なくとも 1 つの第 2 の客観的測定値を取得するために、各第 2 の獲得画像に基づいて、前記少なくとも 1 つの領野の前記活性度を表す物理量を評価するステップと、 30

- ・ 前記第 2 の客観的測定値に適用された前記数値モデルを用いることによって、前記対象によって感じられた前記感覚を推定するステップであって、前記数値モデルが、前記第 1 の瞬間で取得された前記モデルであるステップと、

を含む方法。

【請求項 13】

- 数値モデルを取得するための装置 (12) であって、前記数値モデルが、少なくとも 1 つの客観的測定値を主観的感覚に関連付け、客観的測定値が、対象の前記脳の前記少なくとも 1 つの領野の前記活性度を表す物理量の測定値であり、前記感覚が、数値に換算した前記対象によってのみ評価され、前記装置 (12) が、 40

- 経頭蓋超音波プローブ (20) によって発生した非収束波を用いることによって、前記少なくとも 1 つの領野を画像化するように適合された画像化ユニット (14) であって、前記経頭蓋超音波プローブ (20) が、前記領野の前記少なくとも 1 つの獲得画像を取得するために、非収束波を発生させるように適合される、画像化ユニットと、

- 制御部 (16) であって、
  - ・ 少なくとも 1 つの客観的測定値を取得するために、各獲得画像に基づいて、前記少なくとも 1 つの領野の前記活性度を表す物理量を評価するように、及び、

- ・ 前記取得された客観的測定値及び数値を用いることによって、前記数値モデルを判定することであって、前記数値が、前記対象から、主観的感覚を表す少なくとも 1 つの数値を取得することによって取得されて、判定するように適合された、制御部と、 50

を備える装置。

【請求項 14】

前記制御部(16)が、別の対象から構成されたデータベースを記憶するメモリを備え、前記データベースにアクセスして前記数値モデルを判定するように適合される、請求項13に記載の装置(12)。

【請求項 15】

前記制御部(16)が、前記領野の前記各獲得画像に基づいて、前記感覚の前記発生を表す信号を提供するようにさらに適合される、請求項13または14に記載の装置(12)。

【請求項 16】

前記装置が、フィードバックユニット(18)をさらに備え、前記フィードバックユニット(18)が、以下の特性の少なくとも1つを満たす、請求項14に記載の装置(12)。

i) 前記フィードバックユニット(18)が、信号を、使用者が知覚可能な信号に変換するように適合される、

ii) 前記フィードバックユニット(18)は、視覚信号、音声信号、触覚信号、振動信号及びデジタル信号からなる群より選択された、前記使用者に知覚可能な信号を提供するように適合される、

iii) 前記フィードバックユニット(18)は、テレビセット、HiFiシステム、コンピュータ、スマートフォン、電子装置、コンピュータプログラム、ドモティックシステム及びビデオゲームからなる群より選択される。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[発明の分野]

本発明は、少なくとも1つの客観的測定値を主観的感覚に関連付ける数値モデルを取得するための方法に関する。本発明はまた、対象の感覚を推定するために関連付けられた方法に関する。本発明はまた、数値モデルを得るための装置に関する。

【背景技術】

【0002】

2005年12月20日付けでPNASのレビューにおいて発表されたR. Christopher deCharmsらによる題名「Control over brain activation and pain learned by using real-time functional MRI」という記事が知られている。

【0003】

この記事によれば、個人が脳内部の局所的領域の活性化を直接制御することを学習することができる場合、この手法は、拳動及び認知を仲介する神経生理学的メカニズム全体にわたる制御をもたらし得、場合によっては疾患を治療するための異なる経路を提供することができる。内因性の痛み調節システム全体にわたる制御は、痛みに対する臨床的な制御のためのユニークなメカニズムを可能にすることができるため、特に重要な目標である。この記事では、トレーニングを誘導するためにリアルタイム機能的磁気共鳴画像法(real-time functional magnetic resonance imaging (rtfMRI))を用いることによって、対象が痛みの知覚及び調整に関して考えられている領域である吻側前帯状皮質(rostral anterior cingulate cortex (rACC))内の活性化を制御することを学習することが可能であることが分かった。対象がrACCにおけるfMRI活性化の増大または減少を故意に引き起こすと、付与された有害な熱刺激によって生じる痛みの知覚における対応する変化があった。制御実験によって、この効果は、rtfMRI情報なしに、または異なる脳領域から導き出されたrtfMRI情報、または異なる対象から予め導き出された疑似rtfMRI情報を用いて、同様の訓練を行った後には観察されなかったこ

10

20

30

40

50

とが実証された。慢性疼痛患者もまた、rACCの活性化を制御するよう訓練され、訓練後には持続的な慢性疼痛のレベルの低減が報告された。これらの発見は、個人が適切な訓練を与えられると、特定の脳領域における活性化に対する自発的な制御を取得することができ、rACCにおける活性化に対する自発的制御が痛みの知覚に対する制御につながり、これらの効果は、強い慢性的な臨床上の痛みに影響を与えるために十分に強力であったことを示す。

【0004】

しかしながら、リアルタイム機能的磁気共鳴画像法を実行することは、リアルタイム機能的磁気共鳴を成し遂げるように適合されたイメージャの使用を必要とする。そのようなイメージャは、家庭での実施に利用しやすいものではなく、そのような技術を実際に実施

10

【発明の概要】

【0005】

本発明は、脳の領野の活性度に関するデータのアクセス及び使用を改善することを目的とする。

【0006】

この点において、本発明は、数値モデルを取得するための方法に関し、前記数値モデルが、少なくとも1つの客観的測定値を主観的感覚に関連付ける。客観的測定値が、対象の前記脳の少なくとも1つの領野の前記活性度を表す物理量の測定値である。感覚が、数値

20

に換算した前記対象によってのみ評価される。本方法は、  
a) 領野の前記活性度の少なくとも1つの獲得画像を取得するために、経頭蓋超音波プローブ(20)によって発生した非収束波を用いることによって、前記脳の前記少なくとも1つの領野を画像化するステップと、

b) 少なくとも1つの客観的測定値を取得するために、各獲得画像に基づいて、前記少なくとも1つの領野の前記活性度を表す物理量を評価するステップと、

c) 前記対象から、前記主観的感覚を表す少なくとも1つの数値を取得するステップと、

d) 前記取得された客観的測定値及び前記取得された数値を用いることによって、前記数値モデルを判定するステップと、を含む。

30

【0007】

リアルタイム機能的磁気共鳴を成し遂げるように適合されたイメージャに代わる、非収束波を発生させる経頭蓋超音波プローブの使用は、家庭での実施のためにより好都合であり、磁気共鳴イメージャ外で数値モデルを判定し用いることを可能にする。

【0008】

有利ではあるが必須ではない本発明のさらなる態様によれば、取得するための方法は、任意の技術的に許容可能な結合に取り入れられた、以下の特徴のうちの1つまたはいくつかを組み入れ得る。

- 感覚は、主観的スケールの助けによって数値に換算した前記対象によってのみ評価される。

40

- ステップc)は、主観的スケールの助けによって実行される。

- 各数値は、数値スケールに含まれる。

- 数値モデルは、線形関数、非線形関数及び対象の前記客観的測定値と対象によって感じられた前記主観的感覚を表す数値とから、及び他の対象についての数値モデルを含むデータベースから、導き出されたモデルからなる群から選択される。

- 数値モデルは、他の対象の客観的及び主観的測定値から、及び他の対象のデータベースから導き出されたモデルである。

- 数値モデルは、1と等しい傾斜を有する線形関数である。

- 評価するステップは、画像によって提供された情報に基づいて、少なくとも1つの対象となる領野を画定することを含み、領野の活性度を表す物理量は、少なくとも1つの対

50

象となる領野内の血流活性度、少なくとも1つの対象となる領野内の血流速度、及び少なくとも1つの対象となる領野内の血液量からなる群より選択される。

- 評価するステップは、画像によって提供された情報に基づいて、少なくとも1つの対象となる領野を画定することを含み、領野の活性度を表す物理量は、少なくとも1つの対象となる領野内の血流活性度、少なくとも1つの対象となる領野内の血流速度、及び少なくとも1つの対象となる領野内の血液量からなる群より選択される。

- ステップb)の客観的測定値は、物理量、外部事象と物理量との間の相関、いくつかの領野の物理量の相関、及び他の測定値と物理量との間の相関からなる群から選択される。

- ステップa)で取得された画像は、領野の三次元画像である。

- 画像化するステップa)は、経頭蓋超音波プローブ(20)を、血管樹と、データベース、ニューロナビゲーションツール及びヘルメットからなる群より選択された1つの要素とを特に用いて位置付けることを含む。

- 発射頻度は、非収束波のために画定され、ステップa)の非収束超音波発射頻度が、500Hzよりも上である。

- 非収束波は、平面波または発散波である。

- 領野は、前帯状皮質(ACC)である。

- 画像化するステップは、

- 経頭蓋超音波プローブ(20)によってp個の入射音波を放射するステップであって、pが、2以上の整数であり、p個の入射音波が、基本入射波 $E_{0i}(t)$ の直線結合によって取得され、直線結合が、以下の数学的関係

【数1】

$$E(t) = M_{coding} * E_0(t)$$

に対応し、ここで、

・  $M_{coding}$  が、符号化行列と呼ばれる、p次の正方行列であり、

・  $E(t)$  が、p個の入射波が成分であるベクトルであり、

・  $E_0(t)$  が、基本入射波が成分であるベクトルであり、

各基本入射波が、非収束波である、放射するステップと、

- 経頭蓋超音波プローブ(20)によって、脳の領野によるp個の入射波の反射に対応するp個の反射波 $R_i(t)$ を受信するステップと、

- p個の基本反射波 $R_{0i}(t)$ を、以下の数学的関係

【数2】

$$R_0(t) = M_{decoding} * R(t)$$

を用いることによってp反射波 $R_i(t)$ を線形結合することによって判定するステップであって、

・  $M_{decoding}$  が、符号化行列と呼ばれる、p次の正方行列であり、符号化行列 $M_{coding}$ 及び復号化行列 $M_{decoding}$ が、 $being\ such\ that$ 両方の行列の積が、各対角成分がゼロとは異なるp次の対角行列Dと等しく、

・  $R(t)$  が、p個の反射波が成分であるベクトルであり、

・  $R_0(t)$  が、p個の基本反射波が成分であるベクトルである、判定するステップと、

n個の基本反射波 $R_{0i}(t)$ を用いることによって画像を構築するステップと、を含む。

【0009】

本発明はさらに、対象によって感じられた感覚を推定するための方法に関し、感覚が、数値に換算した対象によってのみ評価され、本方法は、

10

20

30

40

50

- 第1の瞬間で、数値モデルを取得するための方法を実行するステップであって、数値モデルが、少なくとも1つの客観的測定値を主観的感覚に関連付け、方法が、前述されている実行するステップと、

- 第1の瞬間の後に続く第2の瞬間で、

・領野の活性度の少なくとも1つの第2の獲得画像を取得するために、経頭蓋超音波プローブ(20)によって発生した非収束波を用いることによって、脳の少なくとも1つの領野を画像化するステップと、

・少なくとも1つの第2の客観的測定値を取得するために、各獲得画像に基づいて、少なくとも1つの領野の活性度を表す物理量を評価するステップと、

・第2の客観的測定値に適用された数値モデルを用いることによって、対象によって感じられた感覚を推定するステップであって、数値モデルが、第1の瞬間で取得されたモデルである、推定するステップと、を含む。

10

#### 【0010】

本明細書は、数値モデルを取得するための装置をさらに説明し、数値モデルが、少なくとも1つの客観的測定値を主観的感覚に関連付け、客観的測定値が、対象の脳の少なくとも1つの領野の活性度を表す物理量の測定値であり、感覚が、数値に換算した対象によってのみ評価され、該装置が、経頭蓋超音波プローブ(20)によって発生した非収束波を用いることによって、少なくとも1つの領野を画像化するように適合された画像化ユニットを備え、経頭蓋超音波プローブ(20)が、領野の少なくとも1つの獲得画像を取得するために、非収束波を発生させるように適合される。該装置は、少なくとも1つの客観的測定値を取得するために、各獲得画像に基づいて、少なくとも1つの領野の活性度を表す物理量を評価し、取得された客観的測定値及び数値を用いることによって、数値モデルを判定することであって、数値が、対象から、主観的感覚を表す少なくとも1つの数値を取得することによって取得される、判定するように適合された制御部をさらに備える。

20

#### 【0011】

有利ではあるが必須ではない本発明のさらなる態様によれば、本装置は、任意の技術的に許容可能な結合に取り入れられた、以下の特徴のうちの1つまたはいくつかを組み入れ得る。

- 制御部は、別の対象から構成されたデータベースを記憶するメモリを備え、データベースにアクセスして数値モデルを判定するように適合される。

30

- 制御部は、領野の各獲得画像に基づいて、感覚の発生を表す信号を提供するようにさらに適合される。

#### 【0012】

装置が、フィードバックユニット(18)をさらに備え、フィードバックユニット(18)が、以下の性質のうちの少なくとも1つを満たす。

- i) フィードバックユニット(18)が、信号を、使用者が知覚可能な信号に変換するように適合され、

- ii) フィードバックユニット(18)は、視覚信号、音声信号、触覚信号、振動信号及びデジタル信号からなる群より選択された、使用者に知覚可能な信号を提供するように適合され、

40

- iii) フィードバックユニット(18)は、テレビセット、HiFiシステム、コンピュータ、スマートフォン、電子装置、コンピュータプログラム、ドモティックシステム及びビデオゲームからなる群より選択される。

#### 【0013】

本明細書は、対象の脳の領野が向けられる主観的感覚によって特徴付けられた状態を治療するための方法をさらに説明し、治療するための方法は、前述されたような取得する方法によって判定された数値モデルを用いることを含む。

#### 【0014】

本発明は、本発明の目的を制限することなく添付の図面及び代表的な例に対応して与えられた以下の説明に基づいてよりよく理解することが可能であろう。

50

## 【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】対象と、数値モデルを取得するための装置とを概略的に示す。

【図2】図1の装置の一部を概略的に示す。

## 【発明を実施するための形態】

【0016】

対象10及び装置12が、図1に示される。

【0017】

対象10は、人間である。

【0018】

代替的に、対象10は、動物である。

10

【0019】

装置12は、対象10の脳の少なくとも1つの領野の活性度を監視するための装置である。

【0020】

図1の例によれば、領野は、前帯状皮質（頭字ACCに由来する）である。

【0021】

前帯状皮質は、「カラー」に類似する帯状皮質の前方部分であり、脳梁の前方部分を取り囲んでいる。これは、ブロードマン領野24、32、及び33からなる。広範な自律神経機能において、例えば血圧及び心拍を制御する役割を果たしていると考えられる。これはまた、理性的認知機能、例えば報酬予期、意思決定、共感、衝動の制御、及び感情に関与する。

20

【0022】

特定の実施形態では、領野は、吻側前帯状皮質である。

【0023】

代替的に、領野は、慢性疼痛に充てられた脳領野である。

【0024】

別の実施形態によれば、領野は、嗜癖に充てられた脳領野である。

【0025】

代替的に、領野は、聴覚皮質耳鳴の領野である。

30

【0026】

別の実施形態によれば、領野は、運動野の領野 - 卒中である。

【0027】

代替的に、領野は、腹外側前頭前皮質及び島の領野 - 抑うつである。

【0028】

別の実施形態によれば、領野は、運動反応時間及び記憶符号化をつかさどり得る補足運動領野及び海馬皮質である。

【0029】

代替的に、領野は、半側空間無視、失読症、または気分障害をつかさどり得る視覚野である。

40

【0030】

別の実施形態によれば、領野は、大鬱病性障害及び感情制御をつかさどる扁桃体である。

【0031】

領野の活性度は、一般的には領野内の血流に関連付けられる。

【0032】

一例として、活性度は、領野内の血液量を考慮することによって評価される。

【0033】

別の例として、活性度は、領野内の血流速度を考慮することによって評価される。

【0034】

50

別の例として、活性度は、領野内の血流活性度を考慮することによって評価される。

【0035】

領野が脳に関係する場合、活性度は、領野内における、脳血流、脳の血流速度及び脳の血流活性度を考慮することによって評価される。

【0036】

装置10は、画像化ユニット14と、制御部16と、フィードバックユニット18とを備える。

【0037】

画像化ユニット14は、領野を画像化して、少なくとも領域の画像を取得するように適合される。

10

【0038】

この例では、取得された画像は、二次元画像である。

【0039】

図1の特定の例によれば、画像化ユニット14は、経頭蓋超音波プローブ20及び支持アーム22を含む。

【0040】

経頭蓋超音波プローブ20は、非収束波を発生させるように適合される。

【0041】

本例では、超音波トランスデューサ20は、超音波トランスデューサのアレイである。

【0042】

超音波トランスデューサの数は、nと名付けられる。

20

【0043】

n個は、例えば64~256を含む。

【0044】

二次元画像を取得するために、超音波トランスデューサのアレイは、一次元のバーである。

【0045】

支持アーム22は、経頭蓋超音波プローブ20を支持するように適合される。

【0046】

経頭蓋超音波プローブ20は、支持アーム22に沿って動かされるように適合される。

30

【0047】

図1の特定の例によれば、経頭蓋超音波プローブ20は、支持アーム22と相補的な形状を有する開口の境界を定める本体を備える。

【0048】

制御部16は、図2に概略的に表される。

【0049】

制御部16は、画像化ユニット14によって取得された少なくとも1つの画像に基づいて、領野の活性度を推定するように適合される。

【0050】

制御部16は、取得された客観的測定値及び数値を用いることによって、数値モデルを判定するようにさらに適合され、数値は対象から取得される。

40

【0051】

この数値モデル及び関連する概念は、どのようにして装置12が動作するかを説明するときに定義される。

【0052】

制御部16は、数値モデル及び少なくとも1つの客観的測定値に基づいて、感覚の進化を表す信号を提供するようにさらに適合される。

【0053】

制御部16は、電子回路24、プロセッサ26及びメモリ28を備える。

【0054】

50

電子回路 24 は、経頭蓋超音波プローブ 20 に命令するように適合される。

【0055】

とりわけ、電子回路 24 は、超音波トランスデューサのアレイに、超音波を放出させ、対象 10 の脳によって反射された超音波を受信させるように適合される。

【0056】

図 2 の特定の例によれば、電子回路 24 は、n 個のアナログ・デジタル変換器 30 と、n 個のバッファメモリ 32 とを備える。

【0057】

各アナログ・デジタル変換器 30 は、頭蓋超音波プローブ 20 のそれぞれの超音波トランスデューサに接続される。図 2 では、第 1 のアナログ・デジタル変換器 30 1 及び n 番目のアナログ・デジタル変換器 30 n のみが表される。

10

【0058】

同様に、各バッファメモリ 32 は、それぞれのアナログ・デジタル変換器 30 に接続される。図 2 では、第 1 のバッファメモリ 32 1 及び n 番目のバッファメモリ 32 n のみが表される。

【0059】

プロセッサ 26 は、バッファメモリ 32 及びフィードバックユニット 18 と通信するように適合される。

【0060】

プロセッサ 26 は、経頭蓋超音波プローブ 20 によって受信された超音波信号を処理するようにさらに適合される。

20

【0061】

メモリ 28 は、プロセッサ 26 に接続され、データを記憶するように適合される。

【0062】

例えば、一実施形態では、メモリ 28 は、他の対象から構築されたデータベース、すなわち異なる対象の数値モデルのセットを記憶する。そのようなケースでは、制御部は、数値モデルを判定するためにデータベースを用いるように適合される。

【0063】

フィードバックユニット 18 は、信号を、使用者に知覚可能な信号に変換するように適合される。

30

【0064】

この状況では、変換された信号は、制御部 16 によって提供された信号である。

【0065】

知覚可能であることによって、人間の存在によって感知されうる信号が意味される。

【0066】

例えば、フィードバックユニット 18 は、視覚信号、音声信号、触覚信号及び振動信号からなる群より選択された知覚可能な信号を提供するように適合される。

【0067】

一般的には、使用者は、対象 10 である。

【0068】

特定の実施形態では、使用者は、特に対象 10 が話すことができないマウスまたは乳児である場合、人間である。

40

【0069】

図 1 の特定の例によれば、フィードバックユニット 18 は、デジタルタブレット 34 である。

【0070】

特定の例では、信号は、花 36 を表す視覚信号である。

【0071】

花 36 は、評価された活性度に比例した寸法を有する。

【0072】

50

評価された活性度が增大すると、花36の寸法が増大する。

【0073】

代替的に、フィードバックユニット18は、色を変化させるための視覚信号を生成するように適合される。

【0074】

別の実施形態によれば、フィードバックユニット18は、周波数を変化させるための音を生成するように適合される。

【0075】

別の実施形態では、フィードバックユニット18は、音楽、ビデオまたはアニメーション画像シーケンスまたは白熱電灯色を変更して、異なる雰囲気を作り出すように適合される。

10

【0076】

代替的に、フィードバックユニット18は、画像または一連のアニメーション画像、音または音のリアルタイム補正、音楽または音楽のリアルタイム補正、ビデオまたはビデオのリアルタイム補正、人為的に生成された音楽、人為的に生成されたビデオまたはアニメーション化されたシーケンス、人為的に生成された仮想現実世界またはオブジェクト、人為的に生成されたアニメーション化現実世界またはオブジェクト、及び触覚または振動フィードバックからなる群に属する要素間の少なくとも1つの要素を生成するように適合される。

【0077】

より一般的には、フィードバックユニット18は、感覚レベルを維持するかまたは変えることを助けるように調整されたフィードバックを提供するように適合された任意の要素である。

20

【0078】

別の実施形態では、フィードバックユニット18は、コンピュータ、スマートフォン、タブレット、ウェアラブル装置プログラム、ビデオゲームソフトウェア、ビデオゲーム装置、テレビ、テレビチャンネル、HiFiシステム、プレイリスト、ウェブサイト、通信ソフトウェアまたは装置、ロボット玩具、ドモティックシステム、アラームシステム、照明システム、成果を追跡及び/または共有するためのウェブサイトまたはプログラム、触覚フィードバック装置、仮想現実装置、拡張現実装置、電気刺激装置、超音波刺激装置、ロボットマッサージチェア、電動ベッド、ロボット彫刻、電動車椅子、外骨格、冷却装置及び加熱装置からなる群より選択される。

30

【0079】

より一般的には、フィードバックユニット18は、対象10が感覚レベルを維持するかまたは変えることを助けるように調整された経験を提供するように適合された任意の要素である。

【0080】

別の実施形態によれば、フィードバックユニット18は、ハンドヘルド装置、タブレット装置、テレビセットまたは仮想現実ヘルメットとともに用いられる。

【0081】

要するに、フィードバックユニット18は、以下の性質のうちの少なくとも1つを満たす。

40

i) フィードバックユニット18は、信号を、使用者が知覚可能な信号に変換するように適合される。

ii) フィードバックユニット18は、視覚信号、音声信号、触覚信号、振動信号及びデジタル信号からなる群より選択された、使用者に知覚可能な信号を提供するように適合される。

iii) フィードバックユニット18は、テレビセット、HiFiシステム、コンピュータ、スマートフォン、電子装置、コンピュータプログラム、ドモティックシステム及びビデオゲームからなる群より選択される。

50

## 【 0 0 8 2 】

ここで、数値モデルを取得するための方法を実行する一例を参照して、装置 1 2 の動作が説明される。

## 【 0 0 8 3 】

数値モデルは、少なくとも 1 つの客観的測定値を、主観的感覚に関連付ける。

## 【 0 0 8 4 】

取得するための方法をより詳細に説明する前に、まず「客観的測定値」、「主観的感覚」及び「数値モデル」の概念を定義する。

## 【 0 0 8 5 】

客観的測定値は、対象 1 4 の脳の少なくとも 1 つの領野の活性度を表す物理量の測定値である。 10

## 【 0 0 8 6 】

先に説明されたように、物理量は、例えば領野の活性度を表し、少なくとも 1 つの対象となる領野内の血流活性度、少なくとも 1 つの対象となる領野内の血流速度、及び少なくとも 1 つの対象となる領野内の血液量からなる群より選択される。

## 【 0 0 8 7 】

そのような状況では、一実施形態では、客観的測定値は、物理量のうちの 1 つである。これは、客観的測定値が、またはいくつかの領野のうちの 1 つの機能的な活性化を表していることを意味する。

## 【 0 0 8 8 】

別の実施形態では、客観的測定値は、外部事象と物理量との間の相関である。このことは、客観的測定値が、1 つまたはいくつかの領野の機能的応答を表していることを意味する。外部事象は、例えば刺激の生成の瞬間である。 20

## 【 0 0 8 9 】

別の実施形態では、客観的測定値は、いくつかの領野の物理量の相関である。このことは、客観的測定値が、いくつかの領野の機能的共活性化 / 結合性を表していることを意味する。

## 【 0 0 9 0 】

別の実施形態では、客観的測定値は、他の測定値と物理量との間の相関である。例えば、脳波測定値を血流活性度と関係付けることが考えられ得る。 30

## 【 0 0 9 1 】

言い換えると、客観的測定値は、物理量、外部事象と物理量との間の相関、いくつかの領野の物理量の相関、及び他の測定値と物理量との間の相関からなる群から選択されることが有利である。

## 【 0 0 9 2 】

感覚は、感覚器官の刺激作用に関連付けられた知覚のセットである。

## 【 0 0 9 3 】

痛みは、感覚の典型例である。

## 【 0 0 9 4 】

熱さ及び明るさは、感覚の別の例である。 40

## 【 0 0 9 5 】

この文脈では、感覚は、主観的感覚として限定されているが、それは、感覚が対象に対して相対的であるためである。

## 【 0 0 9 6 】

感覚は、数値に換算して対象 1 0 によってのみ評価される。

## 【 0 0 9 7 】

このことは、対象 1 0 が、感覚を客観的な方法で定量化することが可能ではないことを意味する。

## 【 0 0 9 8 】

対象 1 0 は、該感覚を別の感覚と比較することのみが可能である。 50

## 【0099】

この能力は、刺激作用を定量化するための実験者の能力とは無関係である。

## 【0100】

例えば、痛みは、実験者によって測定されることができないが、一方で温度（熱に対する）は、温度計によって測定されることができ、明るさもまた測定されることができる。

## 【0101】

可能な数値のセットは、主観的スケールを形成する。

## 【0102】

数値モデルは、関数である。

## 【0103】

例えば、モデルは、線形関数である。

## 【0104】

代替の実施形態では、モデルは、1に等しい傾斜を有する線形関数である。

## 【0105】

別の実施形態では、モデルは、他の対象の客観的及び主観的測定値から、及び他の対象のデータベースから導き出されたモデルである。

## 【0106】

代替的に、モデルは、非線形関数である。

## 【0107】

ここで、取得するための方法の例が説明される。

## 【0108】

数値モデルを取得するための方法は、画像化するステップと、評価するステップと、取得するステップと、判定するステップとを含む。

## 【0109】

画像化するステップでは、前帯状皮質の少なくとも1つの二次元画像を取得するために、経頭蓋超音波プローブ20によって発生した非収束波を用いることによって、前帯状皮質が画像化される。

## 【0110】

非収束超音波は、開口が画定される波である。

## 【0111】

開口は、Dとラベル付けされた特定のサイズを有する。

## 【0112】

深さFにおける超音波に関連付けられた超音波ビームの最小幅 $W_{min}$ が、超音波の波長 $\lambda$ ×開口の特定のサイズDを有する深さFの積の割合よりも大きい場合、超音波は非収束と見なされる。そのような状況は、数学的にはこのように表現され得る。

## 【数3】

$$W_{min} > \frac{\lambda * F}{D}$$

## 【0113】

これは、非収束波が平面波または発散波であることを意味する。

## 【0114】

特定の例によれば、画像化するステップで取得された画像領域は、1、0 cm<sup>2</sup>以上である。

## 【0115】

好ましくは、画像化するステップの発射頻度は、500 Hzよりも上である。

## 【0116】

発射頻度は、所与の期間に放射された非収束放射数に対応する。

## 【0117】

説明された特定の例では、画像化するステップは、位置付けるステップと、放射するステップと、受信するステップと、判定するステップと、構築するステップとを含む。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 1 8 】

位置付けるステップでは、経頭蓋超音波プローブ 2 0 は、前帯状皮質を画像化することを可能にするように位置付けられる。

## 【 0 1 1 9 】

そのような位置付けるステップは、例えば血管樹を用いることによって実行される。

## 【 0 1 2 0 】

特定の例として、位置付けるステップは、4つのサブステップを含む。

## 【 0 1 2 1 】

第1のサブステップは、調査される血管の画像を取得するために、対象 1 0 の脳が超音波画像化によって画像化される間の血管画像化のサブステップである。

10

## 【 0 1 2 2 】

第2のサブステップは、調査される血管の画像がパターン認識によって脳血管アトラスと比較される間の位置特定のサブステップである。

## 【 0 1 2 3 】

アトラス「Paxinos」は、脳血管アトラスの例である。

## 【 0 1 2 4 】

第3のサブステップは、脳血管アトラスに対応する脳機能アトラスを用いて前帯状皮質を位置特定し、前帯状皮質の画像を取得するために経頭蓋超音波プローブ 2 0 があるべき位置を判定する間の識別のサブステップである。

## 【 0 1 2 5 】

第4のサブステップは、判定された位置で経頭蓋超音波プローブ 2 0 を動かすサブステップである。

20

## 【 0 1 2 6 】

放射するステップ中、経頭蓋超音波プローブ 2 0 によって一連の入射音波が放射される。

## 【 0 1 2 7 】

放射するステップ中に放射された入射音波数は、整数  $p$  とラベル付けられる。

## 【 0 1 2 8 】

整数  $p$  は、2以上の整数である。

## 【 0 1 2 9 】

特定の実施形態によれば、整数  $p$  は、偶数である。

30

## 【 0 1 3 0 】

一例として、整数  $p$  は、2 ~ 1 0 0 の間に含まれる。

## 【 0 1 3 1 】

有利には、整数  $p$  は、4 ~ 2 0 の間に含まれる。

## 【 0 1 3 2 】

入射音波は、継続時間が1マイクロ秒 ( $\mu s$ ) 以下であるパルスである。

## 【 0 1 3 3 】

特定の例によれば、各パルスの継続時間は、中心周波数における超音波の1 ~ 1 0 周期の間に含まれる。

40

## 【 0 1 3 4 】

2つの連続する超音波放射間の期間は、 $50 \mu s \sim 200 \mu s$  の間に含まれる。

## 【 0 1 3 5 】

入射音波は、基本入射波の直線結合  $E_{0i}(t)$  によって取得される。

## 【 0 1 3 6 】

各基本入射波は、非収束波である。

## 【 0 1 3 7 】

より精密には、直線結合は、以下の数学的関係に対応する。

## 【数4】

$$E(t) = M_{coding} * E_0(t)$$

ここで、

- ・  $M_{coding}$  は、符号化行列であり、
- ・  $E(t)$  は、 $p$  個の入射波が成分であるベクトルであり、
- ・  $E_0(t)$  は、基本入射波が成分であるベクトルである。

## 【0138】

符号化行列  $M_{coding}$  は、 $p$  次の正方行列である。

10

## 【0139】

一実施形態によれば、行列  $M_{coding}$  は、アダマール行列に比例する。

## 【0140】

数学的には、これは  $M_{coding} = k \cdot H_p$  を意味し、ここで、

- ・  $k$  は、非ゼロ定数であり、
- ・  $H_p$  は、 $p$  次のアダマール行列である。

## 【0141】

数学においては、アダマール行列は、フランスの数学者ジャック・アダマール (Jacques Hadamard) にちなんで名づけられ、成分が  $+1$  であるかあるいは  $-1$  であり、行が互いに直交している正方行列である。幾何学的に見ると、これは、アダマール行列内の2つの異なる行ごとに、2つの垂直ベクトルを呈することを意味し、一方で組み合わせ的に見ると、これは、2つの異なる行ごとに、それらの列のちょうど半分において一致成分と、残余の列において非一致成分とを有することを意味する。これは、対応するプロパティが列及び行に対して成り立つというこの定義の結果である。 $p \times p$  のアダマール行列の行におよぶ  $n$  次元の平行体は、成分が絶対値において1に制約されたベクトルによって渡された平行体間の  $p$  次元の最大可能容積を有する。同等に、アダマール行列は、1以下の絶対値の成分を有する行列間の最大行列式を有し、アダマールの最大行列式問題の極値解は、以下のとおりである。

20

## 【0142】

例えば、

30

## 【数5】

$$H_2 = \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{bmatrix} \text{ 及び } H_4 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 \end{bmatrix}$$

は、整数  $p$  の値がそれぞれ2及び4に等しいアダマール行列の2つの例である。

## 【0143】

説明された特定の実施形態では、行列  $M_{coding}$  は、アダマール行列である。

## 【0144】

別の実施形態によれば、 $p$  個の入射音波は、先だって計算され、メモリ28に記憶される。

40

## 【0145】

前帯状皮質に送られた入射音波は、前帯状皮質によって反射される前に、前帯状皮質に伝播する。

## 【0146】

$p$  個の反射波  $R_i(t)$  が取得される。

## 【0147】

受信するステップでは、 $p$  個の反射波  $R_i(t)$  は、経頭蓋超音波プローブ20によって受信される。

50

【0148】

判定するステップでは、 $p$ 個の基本反射波  $R_{0i}(t)$  が判定される。

【0149】

例えば、 $p$ 個の基本反射波  $R_{0i}(t)$  は、反射波の直線結合  $R_i(t)$  によって取得される。

【0150】

より精密には、結合は、以下の数学的関係に対応する。

【数6】

$$R_0(t) = M_{\text{decoding}} * R(t)$$

10

ここで、

- ・  $M_{\text{decoding}}$  は、復号化行列であり、
- ・  $R(t)$  は、 $p$ 個の反射波が成分であるベクトルであり、
- ・  $R_0(t)$  は、基本反射波が成分であるベクトルである。

【0151】

復号化行列  $M_{\text{decoding}}$  は、 $p$ 次の正方行列である。

【0152】

符号化行列  $M_{\text{coding}}$  及び復号化行列  $M_{\text{decoding}}$  は、両方の行列の積が対角行列  $D$  と等しいようにされ、これは以下に対応する。

20

$$M_{\text{coding}} * M_{\text{decoding}} = D$$

【0153】

説明された特定の実施形態では、復号化行列  $M_{\text{decoding}}$  は、符号化行列  $M_{\text{coding}}$  の転置行列である。

【0154】

特定の実施形態によれば、 $D$  は、各対角成分がゼロとは異なる  $p$  次の対角行列である。

【0155】

別の実施形態によれば、対角行列  $D$  の各対角成分は、1以上である。

【0156】

図1の特定の実施形態では、対角行列  $D$  は、整数  $p \times$  恒等行列の積と等しい。言い換えると、対角行列  $D$  の各対角成分は、整数  $p$  と等しい。

30

【0157】

構築するステップでは、 $p$ 個の基本反射波  $R_{0i}(t)$  を用いることによって、前帯状皮質の画像が取得される。

【0158】

そのような構築するステップは、例えば、文献EP2101191に、またはMontaldoによる、題名「Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography」、IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control、2009年3月、56(3)、489-506という記事に説明されたように実行される。

40

【0159】

評価するステップでは、前帯状皮質の活性度が画像に基づいて評価される。

【0160】

言い換えると、評価するステップでは、前帯状皮質の活性度を表す物理量は、獲得画像に基づいて評価される。このことは、少なくとも1つの客観的測定値を取得することを可能にする。

【0161】

評価するステップは、制御部16によって実行される。

【0162】

50

例えば、評価するステップは、画像によって提供された情報に基づいて対象となる領域を画定することと、画定された対象となる領域内の血流を評価することを含む。

【0163】

そのような実施形態では、客観的測定値は、例えば非収束波を用いた経頭蓋ドップラーによって取得された所定の脳構造体の平均脳血液量または脳血流である。

【0164】

取得するステップでは、主観的感覚を表す少なくとも1つの数値は、対象10から取得される。

【0165】

取得するステップは、直接または間接的に実行されてもよい。

10

【0166】

例えば、取得するステップは、自己報告スケール、例えば視覚アナログスケールのおかげで達成され得る。そのような自己報告スケールまたは視覚アナログスケールは、主観的スケールである。

【0167】

判定するステップでは、数値モデルは、取得された客観的測定値及び取得された数値を用いることによって判定される。

【0168】

例えば、数値モデルは、パラメータによる関数であり、判定するステップは、パラメータを数値的に判定することによって実行される。

20

【0169】

減衰最小自乗法を用いて、検索されたパラメータを取得してもよい。

【0170】

代替的に、学習方法が用いられてもよい。例えば、有利には教師付きの技術が考慮されてもよい。

【0171】

前帯状皮質に適用された数値モデルを取得するための方法は、血流を対象10の痛みと関係付けることを可能にする数値モデルを取得することを可能にする。

【0172】

そのような方法は、文献WO2013/152035A1に開示されたような神経刺激作用法と混同されるべきではない。実際のところ、そのような文献では、超音波は、皮質を画像化するために用いられず、むしろいかなる患者の介在もなく神経状態を修正するために用いられる。いくつかのケースでは、患者は、眠っていることもできる。言い換えると、そのような文献では、超音波と神経組織との間の生物学的相互作用による神経状態の外部修正がある。

30

【0173】

反対に、本発明では、数値モデルは、覚醒している患者の観察に基づいて構築される。神経状態の唯一の修正は、患者による意識的な操作によってなされる。本発明と比較すると、同様の見解が文献WO2014/127091A2に当てはまる。

【0174】

加えて、非収束を発生させる経頭蓋超音波プローブ20の使用は、家庭での実践に都合がよいが、これは、経頭蓋超音波プローブ20が軽量であり、小容量を占有するためである。

40

【0175】

したがって、そのような前帯状皮質に適用される数値モデルを取得するための方法は、実際に実施することが以前の方法に比してより容易である。

【0176】

さらに、文献US2014/335489A1と比較すると、そのような方法は、より良好な感度を提供するが、これは、従来のドップラーが、大きな血管の磁束変動へのアクセスしか与えないためである。言い換えると、これは、従来のドップラーは神経活性度を

50

画像化するために用いることができないことを意味する。画質におけるそのような差異は、とりわけ、2013年3月発行のIEEE Transactions On Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Volume 60, Number 3におけるレビューでの、Emilie Maceらによる題名「Functional Ultrasound Imaging of the Brain: Theory and Basic Principles」という記事から周知である。

【0177】

これは、そのような方法を用いて、対象10からのいかなる入力もなしに、対象10によって感じられた痛みを判定することを可能にする。

10

【0178】

例えば、数値モデルの判定後の時点で対象10によって感じられた感覚を推定するための方法が考えられることができる。

【0179】

そのような方法では、例えば、第1の瞬間では、数値モデルを取得するための方法が実行される。

【0180】

そして、第1の瞬間の後の第2の瞬間では、推定するための方法は、画像化するステップと、評価するステップと、推定するステップとを含む。

【0181】

20

画像化するステップでは、取得するための方法で考慮された脳の少なくとも1つの領域が画像化される。この画像化ステップは、領域の活性度の少なくとも1つの第2の獲得画像を得るために、経頭蓋超音波プローブ20によって発生した非収束波を用いることによって実行される。

【0182】

評価するステップでは、物理量は、少なくとも1つの第2の客観的測定値を得るための、各第2の獲得画像に基づく少なくとも1つの領域の活性度を表す。

【0183】

好ましくは、第2の客観的測定値は、数値モデルが第1の瞬間に判定された客観的測定値に対応する。これは、付加的な演算を用いることを回避する。

30

【0184】

推定するステップでは、対象によって感じられた感覚は、第2の客観的測定値に適用された数値モデルを用いることによって推定され、数値モデルは、第1の瞬間に取得されたモデルである。推定するステップの最後で、数値が取得される。

【0185】

言い換えると、取得されたモデルを用いて、対象が自分の感覚を主観的かつ意識的に査定する必要なく、客観的測定値の新しいセットから所与の感覚のレベルを定量的に推定する。

【0186】

好ましい実施形態によれば、推定する方法は、感覚を表す信号を生成するステップをさらに含む。

40

【0187】

生成するステップは、フィードバックユニット18によって実行される。

【0188】

本ケースでは、信号は、花36の高さである。

【0189】

また、本方法は、前帯状皮質の活性度を制御することによって痛みを低減させるための方法を自宅で成し遂げるための方法を開示している。対象10は、患者が自分の痛みを低減することに集中することを助ける前帯状皮質を活性化させるために花36のサイズを増大させることのみしなければならない。

50

## 【0190】

そのようなモデルを利用する別の方法は、対象の痛みを低減させる方法であり、数値モデルを用いることを含む。

## 【0191】

例えば、2つの数値モデルを用いて、取得された低減を客観的な方法で定量化し得る。

## 【0192】

より一般的な方法では、対象の脳の領野が向けられる主観的感觉によって特徴付けられた状態を治療するための方法が考えられることができ、治療するための方法は、数値モデルを用いることを含む。

## 【0193】

実際に、そのような数値モデルを判定するための方法は、脳の任意の領野に適用されることができる。

## 【0194】

この文脈では、状態は、疾患の存在または挙動状態であり得る。

## 【0195】

不眠症、注意不足障害 (attention-deficit disorder (ADD)) または注意力欠損高活動性異常 (attention-deficit hyperactivity disorder (ADHD)) は、疾患の存在に関連する状態の具体例である。

## 【0196】

嗜癖は、挙動状態である。

## 【0197】

特定の例として、該方法は、対象10によって主観的感觉として感じられる悲しみに働きかけることによって、抑うつを治療し得る。

## 【0198】

同様に、該方法は、対象10によって主観的感觉として感じられる損失の感覚に働きかけることによって、アルコールに対する嗜癖を治療しうる。

## 【0199】

別の実施形態によれば、画像化ユニット14は、領野の少なくとも1つの三次元画像を得るために領野を画像化するように適合され、超音波トランスデューサのアレイは、二次元アレイである。

## 【0200】

代替的に、画像化のステップで取得された画像は、領野の三次元画像である。

## 【0201】

三次元画像は、より関連のある超音波信号を取得することを可能にし、結果として、考慮された領野の活性度の評価がより良好になる。

## 【0202】

上記で考慮された該実施形態及び代替の実施形態を組み合わせ、本発明の更なる実施形態を生成することができる。

10

20

30

【 図 1 】

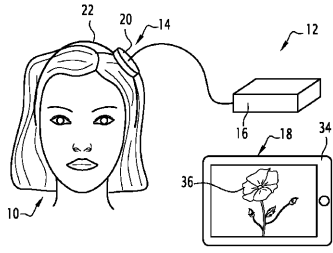


FIG.1

【 図 2 】

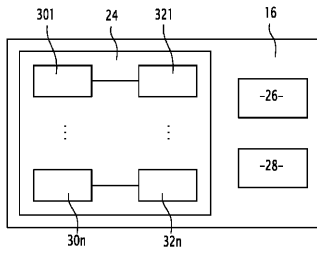


FIG.2

## フロントページの続き

(73)特許権者 518059934

ソルボンヌ・ユニヴェルシテ

SORBONNE UNIVERSITE

フランス国、75006 パリ、リュ・ドゥ・レコール・ドゥ・メドゥシーヌ 21

(73)特許権者 508266546

ユニベルシテ パリ ディドロ - パリ 7

UNIVERSITE PARIS DIDEROT - PARIS 7

フランス国 エフ - 75205 パリ セデックス 13 リュ トマ マン 5

5, rue Thomas Mann F-75205 Paris Cedex 13 FRANCE

(73)特許権者 515232158

エコール・スーペリウール・ドゥ・フィジック・エ・ドゥ・シミ・アンデュストリエル・ドゥ・ラ  
・ビル・ドゥ・パリ

フランス国、75005・パリ・5、リュ・ボ克蘭・10

(74)代理人 110001508

特許業務法人 津国

(72)発明者 デフュ, トマ

フランス国、75005 パリ、リュ・ジュシュー 1、アンセルム・ユ979

(72)発明者 タンテル, ミカエル

フランス国、75005 パリ、リュ・ジュシュー 1、アンセルム・ユ979

(72)発明者 ジェニソン, ジャン - リュック

フランス国、75005 パリ、リュ・ジュシュー 1、アンスティテュ・ランジュヴァン・アン  
セルム・ユ979

(72)発明者 レンケイ, ジョルト

フランス国、75005 パリ、リュ・ヴォオ克蘭 10、エエスペセイ - セエヌエールエス -  
ユエムエール 8249

(72)発明者 ペルノット, マテュー

フランス国、75005 パリ、リュ・ジュシュー 1、アンセルム・ユ979

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 米国特許出願公開第2014/0335489 (US, A1)

特表2006-526487 (JP, A)

国際公開第2015/007992 (WO, A1)

特表2011-505898 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15