

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2007 年 6 月 14 日 (14.06.2007)

PCT

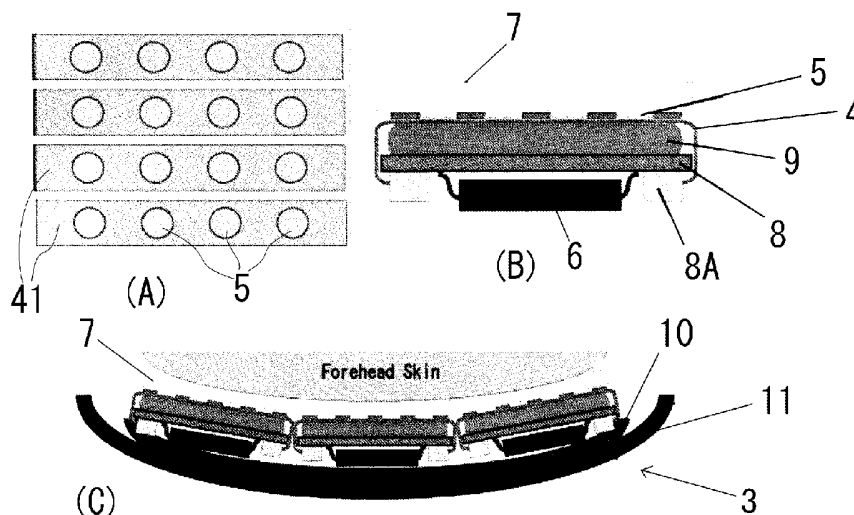
(10) 国際公開番号
WO 2007/066717 A1

- (51) 国際特許分類:
G09B 21/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2006/324439
- (22) 国際出願日: 2006 年 12 月 7 日 (07.12.2006)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
60/748,811 2005 年 12 月 8 日 (08.12.2005) US
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 国立大学法人東京大学 (THE UNIVERSITY OF TOKYO) [JP/JP]; 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 Tokyo (JP). 株式会社アイプラスプラス (EYEPLUS-PLUS, INC.) [JP/JP]; 〒1130033 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 産学連携プラザ 5 F Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてののみ): 舘 ▲すすむ ▼ (TACHI, Susumu) [JP/JP]; 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 梶本 裕之 (KAJIMOTO, Hiroyuki) [JP/JP]; 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 菅野 米蔵 (KANNO, Yonezo) [JP/JP]; 〒2840023 千葉県四街道市みそら 4-3-14 Chiba (JP).
- (74) 代理人: 稲葉 滋 (INABA, Shigeru); 〒1020093 東京都千代田区平河町二丁目 3 番 1 号 花菱イマス平河町ビル 4 階 成瀬・稲葉・井波特許事務所 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, GT,

[続葉有]

(54) Title: ELECTRIC TACTILE DISPLAY

(54) 発明の名称: 電気触覚ディスプレイ



(57) Abstract: An electric tactile display comprising an electrode substrate (4) provided with a plurality of stimulus electrodes (5), a conductive gel layer (7) interposed between the stimulus electrodes (5) and the skin of a user, a switching circuit section (6A) connected electrically with the stimulus electrodes (5), a stimulus pattern creating section (2A) connected electrically with the switching circuit section (6A), and a means for relaxing occurrence feeling occurring in the user. The means for relaxing the occurrence feeling comprises the conductive gel layer (7) having a resistance equivalent to that of skin keratin. The means for relaxing the occurrence feeling comprises an electric stimulus judging means for providing an electric stimulus based on the threshold of a stimulus judgment function, and a means for regulating the threshold.

(57) 要約: 電気触覚ディスプレイは、複数の刺激電極 5 を備えた電極基板 4 と、刺激電極 5 と装着者の皮膚との間に位置して設けた導電性ゲル層 7 と、刺激電極 5 に電氣的に接続されたスイ

[続葉有]



HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG,

2 文字コード及び他の略語については、定期発行される各 *PCT* ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

ッティング回路部 6 A と、スイッチング回路部 6 A に電氣的に接続された刺激パターン生成部 2 A と、装着者において生起される生起感覚の緩和手段と、を備えている。生起感覚の緩和手段は、導電性ゲル層 7 から構成されており、導電性ゲル層 7 は、皮膚角質と同等の抵抗値を有する。生起感覚の緩和手段は、刺激判定関数の閾値に基づいて電気刺激を行う電気刺激判定手段及び閾値の調整手段から構成されている。

Description

TECHNICAL FIELD

5 **[0001]** The present invention relates to an electro-tactile display.

RELATED APPLICATION

10 **[0002]** The present invention is based on provisional application No. 60/748,811 filed in the US on December 8th 2005, and claims the benefits thereof. The contents of the aforementioned application are herein incorporated in this specification in their entirety by reference.

BACKGROUND ART

15 **[0003]** A configuration for a forehead-mounted electro-tactile display is shown in FIG. 1. The system includes a sensor (camera) 1 that acquires environmental information mounted on a head, an arithmetic section 2 that processes this information and generates a tactile presentation signal, and an electrical stimulation presentation section 3 fitted to the forehead and provided with an electrode matrix that generates sensory stimuli. A compact camera fitted to, for example, sunglasses, captures the frontal view of the wearer. Images of the view captured by the compact camera are converted
20 into tactile information resulting from electrical stimulation by the arithmetic section. The wearer of this system can acquire environmental information as a result of tactile stimulation received via the forehead. The system then functions as a proxy system that brings about sight through the tactile sensation in case that the sensor is an image sensor and the wearer is, for example, a person with impaired vision. Namely, the forehead-mounted electro-tactile display provides an FRS (Forehead Sensory Recognition System). By passing through an appropriate training program, the FRS can
25 function as an artificial retina for the visually impaired without any surgery being required.

[0004] The basic theory of electrical stimulation is disclosed in Japanese Unexamined Patent Publication No. 2002-65866 "COMPOSITE ELECTRODE USED IN ELECTRICAL STIMULATION", Japanese Unexamined Patent Publication No. 2002-328596 "TACTILE PRESENTATION METHOD AND DEVICE", and International Patent Publication No. WO01/038958 "TACTILE PRESENTATION METHOD AND DEVICE EMPLOYING ELECTRICAL STIMULATION".
30 Electrical stimulation to the forehead is disclosed in Japanese Unexamined Patent Publication No. 2001-285679 "IMAGE RECOGNITION DEVICE FOR THE BLIND". Similar technology "TONGUE PLACED TACTILE OUTPUT DEVICE" is given in US 6,430,450B1. The contents of the aforementioned documents are herein incorporated in this specification by reference.

[0005] However, the related technologies described in the above applications merely relate to an electrical stimulation,
35 or the basic idea of a sensory proxy that presents tactile sensations on a person's forehead, and do not resolve the actual problems in practical terms.

[0006] The present invention has resolved several problems that appeared during implementation tests by actually constructing a forehead-mounted electrical stimulation system. Many of the problems to be resolved by the present invention are caused by the device being "forehead-mounted". One problem is of the wearer experiencing pain and
40 discomfort when electrical stimulation is applied. An electro-tactile presentation display typically electrically stimulates the skin of fingertips. However, the skin on a person's forehead is thin compared to the skin on the fingertips. This means that if the same electrical stimulation as for the fingertips is carried out, the wearer will experience pain and information cannot be presented. This also applies to the electrical stimulation of body parts (breast, back, abdomen, etc.) other than the forehead where the skin is relatively thin compared to the skin of the fingertips.

[0007] Further, with a forehead-mounted electro-tactile display, a large number of electrodes are densely arranged compared to electro-tactile displays for use with fingertips. When the number of stimulation points is increased, the scanning time becomes excessive and the overall stimulation frequency falls. It is known that when the stimulation frequency falls below a certain value (for example, 30Hz), a "coarse feeling" characteristic of stimulation occurs, and the wearer experiences a strong feeling of unpleasantness. This problem also applies to the case of the electrical
50 stimulation of body parts (breast, back, abdomen, etc.) other than the forehead of a wider area than the surface area of the fingertips where a large number of electrodes arranged at high-density are used. The object is therefore to generate electrical stimuli that feel pleasant.

[0008] It is a further object of the present invention to provide a forehead-mounted electrical stimulation presentation board appropriate for the curvature of a person's forehead. This object is also applicable to electrical stimulation presentation boards fitted to other parts similar to a person's forehead where the Gaussian curvature is not zero. Other
55 objects to be resolved by the present invention will become apparent from the description of the specification described in the following.

DISCLOSURE OF THE INVENTION

[0009] The present invention provides an electro-tactile display including an electrode substrate provided with a plurality of stimulation electrodes, a conductive gel layer positioned between the stimulation electrodes and the skin of a wearer, a switching circuit section electrically connected to the stimulation electrodes, a stimulation pattern generating section electrically connected to the switching circuit, and means for alleviating a sensation experienced by the wearer as a result of the stimulation electrodes.

[0010] The plurality of stimulation electrodes are typically electrodes in the shape of a matrix or arrayed electrodes that comprise a plurality of electrodes arranged in series in transverse and vertical directions (x and y directions). In one mode, the conductive gel layer is provided directly on the surface so as to cover the surface (surface where the stimulation electrodes are formed) of an electrode substrate. In one aspect, another conductive layer can be interposed between the surface of the electrode substrate and the conductive gel layer. Alternatively, another conductive layer can be provided between the conductive gel layer and the skin. In a preferred mode, the electro-tactile display is a forehead-mounted electro-tactile display. However, it is also made apparent in the description that the present invention is also applicable for electro-tactile displays other than forehead-mounted electro-tactile displays.

[0011] In a preferred mode, the means for alleviating a sensation is configured from the conductive gel layer. The conductive gel layer has a resistance value equivalent to that of the horny layer of the skin. The thickness of the conductive gel layer is preferably 0.3 to 2.0 millimeters. When the thickness of the conductive gel layer is less than 0.3 millimeters, the wearer experiences extremely severe pain. When the thickness of the conductive gel layer is thicker than 2.0 millimeters, the sensation does not occur. The thickness of the conductive gel layer is preferably 0.5 to 1.0 millimeters. In this range, particularly comfortable electrical stimulation is provided to the wearer.

[0012] In a preferred mode, the electro-tactile display includes stimulation determination means that determine whether or not to carry out electrical stimulation based on a threshold value of a stimulation determination function, and threshold value adjustment means that adjusts the threshold value of the stimulation determination means. The means for alleviating a sensation is then configured from the stimulation determination means and the threshold value adjustment means. The threshold value adjustment means changes the threshold value so that the number of times of stimulation occurring in a fixed time period does not exceed a predetermined maximum number of stimuli. It is then possible to provide the target stimulation frequency by controlling the threshold value. It is preferable to ensure that the stimulation frequency is at least 30 Hz or more by suppressing the total number of stimuli occurring in a fixed time period. Further, in a preferred mode, an intermediate gradation representation is implemented by increasing the number of times of stimulation at one point in a fixed time period.

[0013] In a preferred mode, an electrical stimulation presentation board of the electro-tactile display is comprised of an electrode substrate provided with a plurality of stimulation electrodes on a surface thereof, a conductive gel layer provided at the surface side of the electrode substrate, and a switching circuit section provided at the reverse side of the electrode substrate. The electrical stimulation presentation board is electrically connected to a control unit of the electro-tactile display (including a stimulation pattern generating section) and a power supply. The conductive gel layer is directly or indirectly (via another member) provided at the surface side of the electrode substrate. The switching circuit section is directly or indirectly (via another member) provided at the rear surface side of the electrode substrate. Here, the rear surface side of the electrode substrate means the opposite side to the side where the electrodes are provided.

[0014] In a preferred mode, the electrode substrate is a flexible substrate. At least one cut is preferably formed in the flexible substrate. The electrical stimulation presentation board can be configured to match with the curved surface of a forehead etc. as a result of the flexible substrate preferably being provided with one or more cuts. More specifically, in one aspect, a plurality of regions are defined by forming a plurality of cuts in transverse and vertical directions so as to leave the edges of the flexible substrate.

[0015] A predetermined number of electrodes are provided at each region. Still more preferably, a set of a switching circuit and a communication circuit is provided for each region. Communication wiring for each communication circuit is then provided at the edges. More specifically, in a further mode, the flexible substrate includes a plurality of strip-shaped regions extending in a longitudinal direction of the electrical stimulation presentation board, with a predetermined number of electrodes being provided at each strip-shaped region.

[0016] In a preferred mode, the electrical stimulation presentation board is provided with one or more elastic layers positioned at the surface side and/or the rear surface side of the electrode substrate. It is also possible to provide superior adaptability with the curved surface of a person's forehead etc. by providing the elastic layer at the electrical stimulation presentation board. The elastic layer is exemplified by an anisotropically conductive elastic layer provided at the surface of the electrode substrate. In this case, the electrical stimulation presentation board comprises a stimulation electrode substrate, an anisotropically conductive elastic layer provided so as to cover the surface of the stimulation electrode substrate, and a conductive gel layer provided on the anisotropically conductive elastic layer. The stimulation electrodes then supply electrical stimulation to the skin via the anisotropically conductive flexible layer and the conductive gel layer. Alternatively, the electrical stimulation presentation board comprises a stimulation electrode substrate, a conductive gel

layer provided so as to cover the surface of the stimulation electrode substrate, and an anisotropically conductive elastic layer provided on the conductive gel layer. The stimulation electrodes then supply electrical stimulation to the skin via the conductive gel layer and the anisotropically conductive elastic layer. The elastic layer provided at the rear side of the electrode substrate does not have to be conductive. When the elastic layer is provided at the rear side of the electrode substrate, the electrode substrate is preferably a flexible substrate.

[0017] In one mode, the switching circuit section is provided at the flexible substrate. In a specific example, the electrical stimulation presentation board includes a flexible substrate provided with stimulation electrodes, and an elastic layer provided at the rear surface side of the flexible substrate. A portion of the flexible substrate (the portion with no stimulation electrodes) is folded to extend to the rear surface side of the elastic layer and a switching circuit section is provided at the folded and extended section of the flexible substrate. In a further mode, the electrical stimulation presentation board includes a circuit substrate that is independent of the flexible substrate. The switching circuit section is then provided at the circuit substrate. In a specific example mode, the electrical stimulation presentation board includes a flexible substrate having stimulation electrodes, an elastic layer provided at the rear surface side of the flexible substrate, a circuit substrate independent of the flexible substrate provided at the rear surface side of the elastic layer, and a switching circuit provided at the rear surface side of the circuit substrate.

[0018] In a preferred mode, the electro-tactile display includes means for measuring stimulation voltage and means for adjusting power supply voltage. The power supply voltage is set to a voltage a predetermined voltage V higher than the measured stimulation voltage by the power supply voltage adjusting means.

[0019] In a preferred mode, the electro-tactile display is a forehead-mounted electro-tactile display. The display includes means for emphasizing stimulation at time-varying locations. This means cancels changes to images caused by movement of the wearer and emphasize an object moving in an external environment.

[0020] In a preferred mode, the electro-tactile display includes means for detecting depth, and presents sensations depending on distance.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

[0021]

FIG. 1 is a view of a forehead-mounted electrical stimulation system;

FIG. 2 is a view showing integration of an electrode substrate and switching circuit, and a serial communication circuit;

FIG. 2A is a view illustrating electrical stimulation when conductive gel is provided between electrodes and the skin;

FIG. 3 is a view showing an electrode substrate employing a flexible substrate;

FIG. 4 is a view showing a flexible substrate equipped with cuts;

FIG. 5 is a view showing circuit elements of each region defined in FIG. 4; A switching circuit and a communication circuit are present each one region, and data is exchanged through communication between regions;

FIG. 6A, 6B, and 6C are views showing a configuration where stimulation electrodes are arranged on a strip-shaped flexible substrate, where: FIG. 6A is a plan view of the essential parts of an electrical stimulation presentation board; FIG. 6B is a cross-sectional view of the same, and FIG. 6C is a cross-sectional view showing the whole of an electrical stimulation presentation board;

FIG. 7A, 7B and 7C are views showing a configuration where an electrode substrate and a circuit substrate are integrated;

FIG. 8 is a view showing a situation where an elastic layer having anisotropically conductive properties is interposed between an electrode substrate and a gel layer;

FIG. 9 is a view showing a current mirror circuit;

FIG. 10 is a view showing edge extraction, showing extraction of an "edge" using a simple edge extraction operation, and showing extraction of a "corner" to assist in recognition;

FIG. 11 is a view showing detection of changes in time due to time differential extraction of an image, where stimulation takes place after emphasizing moving objects;

FIG. 12 is a view showing the movement of an entire image as a result of rotation of a person's head, which is targeted for deletion as an offset;

FIG. 13 is a view showing change of "see" due to a moving parallax, where the left side of the drawing is observed from the left, and the center of the drawing is observed from the right, and the image differential at the time of translational movement of the head becomes larger as the distance becomes closer to the target;

FIG. 14 is a view illustrating time differential extraction of an image, where changes in an image due to rotational movement are compensated for using image compensation using measurements of rotational movement of the head, and only changes to the image due to other causes are extracted; and

FIG. 15 is a view showing the relationship between a threshold value automatic adjustment function and an image processing function.

DETAIL DESCRIPTION OF THE INVENTION

[A] Electro-tactile Presentation Apparatus (Electro-tactile Display)

[A-1] Electro-tactile presentation apparatus

[0022] A description is now given of one aspect of an electro-tactile presentation apparatus that forms the basis of the present invention. The electro-tactile presentation apparatus includes stimulation electrodes, a switching circuit, a control section (mainly constituted by a computer), and a current source. The stimulation electrodes are an electrode array or an electrode matrix comprised of a plurality of electrodes arranged in transverse and vertical directions (x and y directions). Each of the electrodes constituting the electrode array and the current source are electrically connected via a switching circuit. Current source electrodes in the stimulation electrodes are then selected using a control signal from the control section (stimulation pattern generator) and are supplied with current. Stimulation is then performed from the electrodes to which current is supplied. The electrodes are preferably from 0.5 millimeters to 2.0 millimeters in diameter, and are typically 1.0 millimeters. The electro-tactile presentation apparatus switches connections of each electrode and the current source and connections of each electrode and ground over time. The electrode array presents information by changing the selection of electrodes at positions for stimulation and ground electrodes. The switching of the connections of the current source and ground is carried out by a switching circuit (for example, a half-bridge circuit). Selection of the electrodes for stimulation and the ground electrode is carried out by the control section. An electrical circuit is then formed with underneath the skin by connecting electrodes of locations for stimulation to a current source and connecting other electrodes to ground and nerves are then stimulated. Further, the electrode array presents surface information by switching stimulation points (selection of electrodes at positions for stimulation) over time.

[0023] The electro-tactile presentation apparatus further has an environment information acquisition section. The environment information is typically a scene. Image information is acquired by an image sensor (for example, a camera) and inputted. A tactile presentation signal is then generated based on the inputted image information. In a preferred embodiment, the image sensor is mounted on a person's head (this includes mounted on spectacles or sunglasses worn on a person's head). Light used by the image sensor to acquire image information is by no means limited to visible light, and, for example, an infrared camera employing infrared light is also possible. The acquired environment information is processed by the control section. The control section then outputs a tactile presentation signal (control signal) for presenting certain stimulation pattern information to the switch circuit. Tactile stimulation is then generated from the electrode array by the switching circuit. In a preferred mode, the electro-tactile presentation apparatus is a forehead-mounted electro-tactile presentation apparatus that provides an FRS system. The forehead-mounted electrical stimulation presentation apparatus comprises a forehead-mounted electrical stimulation presentation board suited to the curvature of a person's forehead.

[A-2] FRS System

[0024] The FRS (Forehead Sensory Recognition System) uses technology that takes the tactile sensation occurring at a person's forehead as a substitute retina. Sensory proxies using electrical stimulation have been proposed since the 1960's but the method of taking the forehead as a stimulated portion is relatively new. Using the forehead as a stimulated portion is rational. Wearing items on the forehead is easy and conversion of the coordinate system within the brain is straightforward compared to the case of wearing on other parts of the body. A compact camera fitted to, for example, sunglasses, captures the frontal view of the wearer. In the FRS system, an image for a view taken by a compact camera is converted to tactile information using electrical stimulation. The tactile information is then supplied to the wearer. The image information acquired by the camera is converted to tactile information through two processes. In a first process, spatial contour extraction is carried out in order to enhance the contour information. In a second process, temporal band-pass filtering is carried out in order to enhance time-varying information. FRS can therefore easily analyze images by simulating the pre-processing of an actual visualization system. Through an appropriate training program, the FRS can function as an artificial retina for the visually impaired without any surgery being required.

[B] Configuration of forehead-mounted electrical stimulation presentation board suited to the curvature of a person's forehead

[B-1] Problems with forehead-mounted electrical stimulation presentation board of the related art

[0025] The forehead-mounted electrical stimulation presentation board of the related art does not describe a specific method for arranging an electrode matrix on a person's forehead. However, if the electrode substrates are simply arranged on a person's forehead, there are the problems that: this is not appropriate for the curvature of a person's

forehead; and that the amount of cabling required to extend to each of the electrodes when the number of electrodes is increased is problematic.

[0026] We therefore propose the followings. First, a stimulation electrode substrate shall be configured as follows. Electrical stimulation electrodes 5 are exposed at the surface of the substrate 4A. A circuit element 6 including a switching circuit for selecting electrodes to be stimulated and a communication circuit is then mounted on the rear surface side of the substrate 4A (FIG. 2). The wiring on the substrate can be dramatically reduced by locating the electrodes and the switching circuit in close proximity. The number of wires between the forehead stimulation electrode substrate and a stimulation current generating circuit worn on another part of the body can then be kept at a fixed amount or less by carrying out communication of instruction signals to the switching circuit (this is typically wired serial communication or wireless communication).

[B-2] Configuration for forehead-mounted electrical stimulation presentation board employing a flexible substrate and conductive gel

[0027] A flexible substrate 4 is adopted as the substrate so that the substrate is lightweight and suited to the shape of a person's forehead (FIG. 3). Polyimide film that is currently most typically used can be considered as a material for the flexible substrate but it is also possible to use an elastic film employing a material having elasticity such as silicon rubber, or a type of film that employs a thermoplastic resin and can be molded through the application of heat after wiring the substrate. In particular, the curvature of a person's forehead can be determined to a certain extent. A material that can be molded along the curvature is therefore preferable and a thermoplastic resin is the candidate. Electrode pins 5 are formed on land (exposed portions for soldering use) of the flexible substrate 4 using gold plating processing 5A.

[0028] A conductive gel layer 7 is provided on the electrode pins 5 formed on the flexible substrate 4. Hydrogel (where water and an electrolyte are suspended in hydrophilic resin) that is currently commonly used in electrical stimulation as a conductive gel can be considered. This conductive gel layer is not just for maintaining electrical contact between the electrodes and the skin, but is also for preventing focusing of current within the skin and preventing pain caused by the current.

[0029] The following is a description of a function of the conductive gel layer. First, pain sense nerves that generate a sense of pain, and tactile nerves that generate senses of vibration and pressure exist under the skin. The thickness of a nerve axon is in the order of one micrometer to five micrometers, respectively. With electrical stimulation from the skin, a potential difference between membranes fluctuates as a result of a potential distribution surrounding nerve axons to causes nerve activity. It is known that if the distance from the skin surface to the nerve axons is fixed, a current threshold value that causes nerve activity is inversely proportional to the thickness of the nerve axons or inversely proportional to the square root of the thickness. This means that the tactile nerves are easier to stimulate than the pain sense nerves, and that it is possible to achieve tactile sensation without pain occurring. However, in reality the distance from the surface of the skin to the nerve axons is not fixed and the electrical resistance distribution of the skin is also not fixed. This means that situations occur where the current becomes localized so that pain sense nerves are stimulated. In order to diminish this problem, electrically conductive gel is interposed between the electrodes and the skin. Focusing of the current can then be prevented as a result of the current being diffused by the gel layer.

[0030] The following four relationships exist between the four items of the thickness of the conductive gel, the distance between an anode and a cathode, gel impedance, and impedance of the skin (refer to FIG. 2A).

(1) When the gel impedance is relatively low compared to the skin impedance, a current path is formed within the gel layer and reaching the skin is difficult. This means that the majority of consumed power is taken up in the generation of Joule heat at the gel layer and is an extremely critical problem for a portable tactile presentation device.

(2) When the thickness of the gel is large compared to the gap between the electrodes, a current path is similarly formed within the gel layer and it is difficult to reach the skin.

(3) When the gel is thin, it becomes easy for pain to occur because the effect of diffusing the current is reduced.

(4) When the impedance of the gel is large, the majority of the consumed power is consumed in the generation of joule heat at the gel layer.

[0031] With the transcutaneous electrical stimulation of the related art, forming a current path within the gel layer was not a big problem because there was sufficient distance between the anodes and cathodes (an electrode gap of 5 millimeter or more). A conductive gel of a low resistance (10 to 50 K Ω cm, typically 20 K Ω cm) was used in order to deal with the above problem (3). However, when a large number of electrodes are arranged densely as on the present occasion (an electrode gap of 1 millimeter to 5 millimeter), an optimum resistance setting is newly required so as to keep the forming of a current path within the conductive gel layer to a minimum and to prevent occurring of pain by diffusing of the current.

[0032] In order to achieve this role, we found that when the conductive gel has a thickness of 0.3 millimeters to 2.0

millimeters with an optimum thickness of approximately 0.5 millimeters to 1.0 millimeter, and the resistance value of the gel is a high resistance value (100 to 1000 K Ω cm, and typically 400 K Ω cm) that is the same order as for the skin, optimum stimulation can be carried out without pain being caused while keeping the consumed power to a minimum.

[0033] The gel is not required in the case of electrical stimulation to the fingertips. A bulky (0.5 millimeter to 1.0 millimeter) high-resistance horny layer exists at the fingertip skin so as to bestow the current diffusion effects described above. In the electrical stimulation of people's foreheads, when the gel layer was not provided, we confirmed that use of the device was completely not possible due to a sense of pain. Further, when a gel layer of a low resistance typically used in the electrical stimulation was used, we confirmed that it was difficult for a sensation to occur.

[0034] To conclude, a conductive gel layer is provided detachably at the stimulation electrode substrate so as to cover the stimulation electrode substrate. The electrical stimulation section includes a stimulation electrode substrate and a conductive gel layer provided detachably at the side of the stimulation electrode substrate where the electrodes are provided. The stimulation electrodes supply electrical stimulation to the skin (forehead) via the conductive gel layer. The conductive gel preferably has a resistance value equivalent to that of the horny layer of the skin. Preferably, the thickness of the conductive gel layer is 0.3 to 2.0 millimeters. The thickness of the conductive gel layer is more preferably 0.5 to 1.0 millimeters.

[0035] Next, a description is given of an electrical stimulation presentation board suited to the curvature of a person's forehead. Flexible substrates currently used can be easily bent but cannot be expanded or contracted. Application as is to surfaces where the Gaussian curvature is not zero such as with a person's forehead is therefore not possible. Further, recently developed substrates employing thermoplastic resins can be deformed in a manner including compression and expansion by applying heat but matching completely with the shape of a specific forehead of an individual wearer is difficult. The conductive gel layer described above absorbs indentations of the skin to a certain extent as a result of being elastic. However, the optimum thickness of the conductive gel layer is determined depending on other requirements as described previously. The extent to which a role appropriate for the shape of a forehead can be achieved is therefore restricted. Adaptability to the curvature of a person's forehead can therefore be achieved by inserting cuts into the substrate. Wiring on the substrate is therefore substantially restricted by the cuts. A first candidate is a technique where, as shown in FIG. 4, the whole body is formed from a large flexible substrate 4, with inner cuts 40A therein. In the case of this example, 512 points overall are divided into eight regions 40 of 4 x 2, with electrodes for sixty-four points existing at one region 40. As shown in FIG. 5, one set of a switching circuit 6A and a communication circuit 6B corresponds to electrical stimulations at 64 points. This ensures that the cuts 40A of the flexible substrate 4 do not disturb the most complex "wiring from the switching circuit 6A to each of the electrodes 5". The "communication circuit 6B" referred to here is that connecting between the stimulation pattern generation section 2A, the sixty-four point stimulation generation section, and sixty-four point stimulation generation sections (FIG. 5).

[0036] The second candidate is a method of arranging the stimulation electrodes 5 in a row at a thin belt-shaped flexible substrate 41 (FIG. 6). The substrate mounted with the electric circuit element (hereinafter referred to as the circuit substrate) 8 and the flexible substrate 4, i.e. the belt-shaped flexible substrate (hereinafter referred to as the electrode substrate) 41 are connected by a connector 8A. Stimulation electrodes 5 are then formed on the electrode substrate. Each strip of the electrode substrate 41 can be curved and can shift to the left and right. It is therefore possible to achieve adaptability to the forehead shape that is close to being spherical, i.e. where the Gaussian curvature is not zero. It is preferable for an elastic layer 9 to be provided between the electrode substrate 4 and the circuit substrate 8. Silicon rubber and urethane foam etc. can be considered as the elastic layer 9. In particular, urethane foam is the prominent candidate because it has been applicable to a pillow etc. that can be adapted to the shape of a person's forehead. It is also preferable for friction at the interface of the elastic layer 9 and the electrode substrate 4 to be low. It is further preferable for a lubricant or a lubricating coating to be applied to the flexible substrate surface or the elastic layer surface, or to both. In FIG. 6, electrodes are arranged in a row on each one strip of the flexible substrate but pluralities of rows can also be provided.

[0037] According to the method described above, the circuit substrate 8 and the electrode substrate 4 are separate and connected by the connector 8A but integration of the circuit substrate 8 and the electrode substrate 4 can also be considered. A method for this is given in FIG. 7. The electrode portion is the strip-shaped flexible substrate 41 but the portion the electrical circuit elements are mounted on can be the same flexible substrate or can be backing on a stiff plate. In recent substrate fabrication technology, it is possible to make a flexible substrate and a usual stiff substrate in a coupled manner and the adoption of this technology is also possible.

[0038] To conclude, the electrical stimulation presentation board can be made lightweight by integrating the stimulation electrode substrate, the switching circuit, and the communication circuit. In a specific example, the electrical stimulation presentation board includes a stimulation electrode substrate provided with stimulation electrodes where the stimulation electrodes are provided on the surface of the stimulation electrode substrate. A switching circuit for selecting stimulation electrodes providing stimulation and a communication circuit are provided on the rear surface side of the stimulation electrode substrate. In one mode, the switching circuit and the communication circuit are comprised of ICs. The switching circuit is electrically connected to each electrode of the stimulation electrode substrate and is electrically connected to

the control section via the communication circuit. In one mode, the circuit substrate having the switching circuit is electrically connected to the stimulation electrode substrate via a connector but the circuit substrate and the stimulation electrode substrate can also be formed integrally. In one mode, the electrical stimulation presentation board can be fitted to a person's forehead by coupling the rear side to the headband 11 via an elastic body 10 (FIG. 6C).

[0039] The stimulation electrode substrate is formed in a curved shape along the shape of a person's forehead or can be formed so as to be capable of curving. In one mode, the electrode substrate is comprised of a plurality of small area substrates, with a curved shape being formed by adjusting orientation of each small area substrate and connecting the small area substrates. In a further mode, the stimulation electrode substrate is comprised of a plurality of small area sections (divided into a plurality of portions) and the orientation of each small area section can be changed. The stimulation electrode substrate with a curved shape along the curve of a person's forehead is then formed by changing the orientation of each small area section. The small area sections are independent to each other and can be connected so as to change the orientation of the small area section. However, in a preferred embodiment, a plurality of small area sections can be formed by forming one or more cuts in one flexible substrate. The shape of the small area section is not limited but in a preferred mode is exemplified by a rectangular shape or a strip shape.

[0040] The stimulation electrode substrate is preferably comprised of a flexible substrate having a plurality of electrodes. In a further mode, at least one cut is formed in the flexible substrate. It is possible for the cuts to intersect but it is also possible for a number of cuts to be provided without intersection (for example, a plurality of cuts can be provided in parallel in one direction only).

[0041] In a specific mode, a plurality of cuts are formed in transverse and vertical directions in a transverse rectangular flexible substrate with leaving edges thereof so that a plurality of rectangular regions are defined on a single flexible substrate. A predetermined number of electrodes are provided at each defined region. The cuts can be made not to influence the wiring from the switching circuit to each of the electrodes by providing one set of a switching circuit and a communication circuit for each region. Further, by forming cuts so that the edges remain, it is possible to carry out communication wiring (Inter-unit communication channel wiring) 6C by utilizing the edges (FIG. 5).

[0042] In a specific mode, at a stimulation electrode substrate comprised of a transverse rectangular flexible substrate 4 defining a longitudinal direction and a short side direction, a plurality of strip regions 41 are formed by forming a plurality of cuts of a predetermined length in a longitudinal direction (preferably in parallel) from one short side, with a predetermined number of electrodes 5 then being provided at each strip region (FIG. 7A). In a further example mode, a plurality of strip-shaped regions 41 are formed by making a plurality of cuts of predetermined lengths from the short sides at both sides (preferably in parallel) and providing a predetermined number of electrodes 5 at each strip region (FIG. 7B). In a still further example mode, a plurality of strip-shaped regions 41 are formed by making a plurality of cuts of predetermined lengths in a longitudinal direction at a central portion in the longitudinal direction (preferably in parallel) and providing a predetermined number of electrodes 5 at each strip region (FIG. 7C). The flexible substrate 4 formed with cuts in the longitudinal direction then has the portion where the cuts are formed (the portion having the electrodes) on the surface side and is mounted on the elastic body 9 so as to provide the electrical stimulation presentation board. In one mode, a (not flexible) substrate is provided at the rear surface side of the elastic body. The circuit element is then arranged at the rear surface side of the substrate. The portion where the cuts of the flexible substrate constituting the stimulation electrode substrate are formed is then electrically connected to the circuit elements via a connector provided at the substrate. In a further mode, the portion where the cuts of the flexible substrate constituting the stimulation electrode substrate are not formed is connected integrally to the circuit element or the circuit substrate.

[B-3] Configuration Employing an Anisotropically Conductive Layer

[0043] The conductive gel layer described above absorbs indentations of the skin to a certain extent as a result of being elastic. However, the optimum thickness is determined depending on other requirements and the extent to which a role appropriate for the shape of a forehead can be achieved is therefore restricted to 0.5 millimeters to 1.0 millimeters. In the case of an elastic layer where current only passes in a thickness direction, it is possible to increase the thickness of the elastic body as a whole by providing this layer between the electrodes and gel.

[0044] Anisotropic conductivity means that electrical resistance possesses anisotropy. A typical example product is anisotropically conductive rubber where metal wire is densely embedded in the thickness direction of a rubber plate. The current passes in a thickness direction of the rubber plate but does not travel in a direction orthogonal to the thickness. An elastic layer 12 that is anisotropically conductive is interposed between the electrode substrate 4 and the gel layer 7 or between the gel layer and the skin. The anisotropically conductive layer 12 deforms as a result of pressure when the electrodes are pressed onto the forehead and adapts to the shape of the forehead. As a result, it is possible to keep deformation of the electrode substrate to a minimum. Damage due to fatigue of the electrode substrate and restrictions on the design can therefore be diminished.

[0045] To summarize, it is possible to adopt an anisotropically conductive layer (for example, anisotropically conductive rubber) as an element for the electrical stimulation presentation board. The stimulation electrode substrate is preferably

a flexible substrate but is not limited to being the flexible substrate. In one mode, the electrical stimulation presentation board includes a stimulation electrode substrate, an anisotropically conductive elastic layer (for example, anisotropically conductive rubber) provided so as to cover the stimulation electrode substrate, and a conductive gel layer provided on the anisotropically conductive elastic layer. The stimulation electrodes then supply electrical stimulation to the skin (forehead) via the anisotropically conductive elastic layer and the conductive gel layer. In a further aspect, the electrical stimulation presentation board includes a stimulation electrode substrate, a conductive gel layer provided so as to cover the stimulation electrode substrate, and an anisotropically conductive elastic layer (for example, anisotropically conductive rubber) provided on the conductive gel layer. The stimulation electrodes then supply electrical stimulation to the skin (forehead) via the conductive gel layer and the anisotropically conductive elastic layer.

[C] Techniques for Reducing Power Consumption

[C-1] Problems with electrical stimulation circuits of the related art

[0046] As described for the optimum design for the thickness of the gel and the impedance, reduction of the power consumption is also a very important object for a portable electrical stimulation device. Power consumption of the arithmetic/logic sections is not a major problem. However, a high voltage in the order of one hundred to four hundred volts is required for electrical stimulation and the power consumption of the analog circuitry for generating this voltage and controlling the current is therefore the most substantial.

[C-2] Control of the voltage of the power supply by using voltage information measured at the stimulation electrodes

[0047] Regarding the electrical stimulation, an important parameter for causing tactile sensation is current rather than voltage and the stimulation circuit therefore carries out current control. The stimulation circuit includes a circuit section that converts an instruction value as a voltage to a current, and a current mirror circuit that outputs the converted current to the electrodes. This configuration is typical for the electrical stimulation circuit.

[0048] The current mirror circuit is shown in FIG. 9. This example is configured from a positive power supply and NPN transistors but the discussion described below is exactly the same when a negative power supply and PNP transistors are used. A control current I_c is amplified by a ratio R_c/R_m determined by a resistor R_c and a resistor R_m and is outputted to the electrodes or the switching circuit. When the voltage of a high-voltage generating circuit (DC-DC converter) is V_h and a voltage at an output section of the current mirror circuit is V_s , a voltage drop of $V_h - V_s$ occurs. The voltage drop occurs at the current mirror transistors. This means that a Joule heat of $I_m \times (V_h - V_s)$ is consumed by the transistors. This heat does not contribute to the stimulation and wastes completely. If the resistance of the skin is high, a voltage V_s required for the same quantity of stimulation current to flow becomes high. The voltage drop $V_h - V_s$ therefore becomes small and unnecessary power consumption is reduced. However, if the resistance of the skin is low, the unnecessary power consumption conversely becomes large. Typical values for the current system are a power supply V_h of 350V, a stimulation current I_m of 5mA, and a stimulation voltage V_s changing in the order of from 200V to 330V depending on the state of the skin. In the worst case scenario, $(350 - 200) \times 0.005 = 0.75W$ is always unnecessarily consumed.

[0049] In order to resolve this problem, adjustment is always performed where the stimulation voltage V_s is measured, and the power supply voltage V_h is set slightly higher (ten to thirty volts) than the measured stimulation voltage. The time period for adjustment can be in the order of one second because variation of the resistance of the skin is sluggish. The power supply voltage is typically outputted by a DC-DC converter for which it is well-known that voltage regulation is straightforward. This adjustment is carried out using high-speed switching driving. There is therefore theoretically no unnecessary power consumption such as with the current mirror circuit described above. Many stimulation voltage measuring circuits have been introduced in the past in order to optimize the waveform of the stimulation by measuring the impedance of the skin but using this information to adjust the voltage source in order to reduce power consumption has not been tried.

[0050] To summarize, the electrical stimulation circuit includes means for measuring the stimulation voltage (stimulation voltage measuring circuit) and means for adjusting the power supply voltage. The power supply voltage is then set to a voltage a predetermined voltage V (for example, 10 to 30 volts) higher than the measured stimulation voltage by the means for adjusting the power supply voltage. The setting of the power supply voltage by the power supply voltage adjustment means is preferably carried out in a predetermined cycle (for example, one second).

[D] Technique for converting environmental information into electrical stimulation pulse

[D-1] Problems with the present series systems

[0051] According to the stimulation system, with respect to a large number of electrical stimulation points, only one

or some out of all electrodes are stimulated at a certain instant and a surface pattern is presented by scanning, or changing the stimulated electrode, like television scanning lines. However, in the case of visual sense-tactile sense conversion, the number of stimulation points is substantially larger than in the related art (for example, sixty-four points for the fingertip electrical stimulation device of the related art, and 512 points for the present forehead-mounted electrical stimulation systems). The time taken to scan also becomes huge as the number of stimulation points increases and the overall stimulation frequency also falls. The time taken for stimulation of one point is currently in the order of 100 microseconds. The time taken for 512 stimuli is therefore 51.2 milliseconds. Namely, the stimulation frequency is approximately 20 Hz.

[0052] It has been considered to make the stimulation pulse itself short but this is impractical because a high voltage is required in order to provide the same amount of energy for a shorter time. It is known that when the stimulation frequency falls below a 30Hz, a characteristic "coarse feeling" occurs in the stimulation, and a strong feeling of unpleasantness occurs. The idea that the stimulation frequency is kept at a fixed frequency or more is essential. Further, it is difficult to present changes in intensity of sensations by changing the stimulation frequency because of lower stimulation frequency. This means that currently only binary information of 1 (stimulate) or 0 (do not stimulate) can be presented. This means that, for example, only binary values of black and white can be expressed when presenting image information.

[D-2] Resolving technique of the related art: Parallel stimulation circuits

[0053] In the related art, resolving means were achieved by putting the stimulation circuits in parallel and increasing the number of points stimulated at the same time. For example, when the number of stimulation points is 512, the stimulation points are divided into eight modules of 64 points. At the same time, the scanning frequency can be increased by a factor of eight by carrying out stimulation at eight locations at the same time. However, eight times the amount of current is required in order to drive eight channels in parallel. The increase in the size of the high voltage power supply is comparatively large in proportion to the increase in the current capacity. Currently, the power supply for driving one channel is of a size that is the permissible limit for existing mobile device. This means that resolution of the problem with parallel stimulation is not possible.

[D-3] Increasing frequency and providing intermediate gradation by implementing an automatic threshold value adjustment

[0054] The number of times of electrical stimulation is adjusted by changing a determination function as to whether or not to carry out stimulation in real time to ensure that a certain maximum number of stimuli is not exceed. The maximum number of stimuli is set so that the time taken in overall stimulation does not exceed a certain time. In particular, when the stimulation frequency is 30 Hz or less (i.e. when a cycle is larger than 33 milliseconds), a strong sensation of unpleasantness occurs as described above. A typical value for the maximum number of stimuli in order to maintain the stimulation frequency at 30 Hz or more is therefore 33 milliseconds/100 microseconds = 330 points, with 200 points or less taking into consideration overhead for communication etc. being an appropriate value.

[0055] A function for changing the stimulation determination function in real time is referred to as an automatic threshold value adjustment function. The following two effects are achieved by implementing the threshold value automatic adjustment function. First, a stimulation frequency of at least 30 Hz is ensured by suppressing the total number of stimuli. The first problem, "unpleasantness due to stimulation of less than 30 Hz" is therefore reduced as a result. Next, an intermediate gradation representation is implemented by increasing the number of stimuli at one point rather than just having the 0/1 representation of the related art.

[0056] In a typical implementation, first, the scanning frequency for the stimulation points in their entirety is fixed at 30 Hz (one cycle: 33 milliseconds). Stimulation intensity can be changed between 30 Hz to 210 Hz by stimulating each stimulation point between zero to seven times during this cycle. At this time, a function for performing adjustment using a threshold value automatic adjustment function is extended and adjustment takes place so that the total stimulation (number of times, not number of points) does not exceed the maximum stimulation number.

[0057] In this case, the expression of eight gradations of 0 to 7 is taken but further intermediate representations are also possible. This is implemented by the following algorithm.

[0058] Suppose that gradation to output at a certain cycle t is taken to be X_t (a non-integral value between 0.0 and 7.0). X_t is divided into an integer part iX_t and a fractional part dX_t . Stimulation takes place in this cycle iX_t times and the fraction part dX_t is preserved. Suppose that at the next cycle, gradation to output is X_{t+1} , this is added to the remainder for the previous time. After this, this is similarly divided into an integer part and a fractional part with the number of times for the integer part being stimulated and the fractional part being saved. As a result of this repeating, it is possible to output intermediate gradation in a time-averaged manner. Presentation of a two-dimensional pattern is possible using grayscale with the above algorithm rather than using the two values of black and white.

[0059] A description is given in the following of a threshold value automatic adjustment function. A relationship between

the threshold value automatic adjustment function and other image processing functions is shown in FIG. 15. First, image data from the camera 1 is converted to processed images by the image processing unit 2B. The image processing is exemplified by edge extraction, contour extraction, "corner" extraction, color extraction, motion detection, and pattern recognition, etc. Electrical stimulation is carried out from the electrode matrix 3A based on the converted data. Threshold value control is then carried out at the threshold value automatic adjustment section 2C when electrical stimulation is carried out.

[0060] A description is now given of threshold value control at the threshold value automatic adjustment section 2C. In the following, suppose that representation is implemented using only the two values of stimulation performed/not performed. A "stimulation determination function" is necessary to determine whether or not stimulation is carried out. For example, this is as follows.

"Stimulate when certain data is of a size of a threshold value or more. Do not stimulate when this is not the case"

[Equation 1]

$$N(i) = \begin{cases} 1 & (d(i) \geq \text{threshold}) \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0061] Where, $N(i)$ indicates the number of stimulations at the i th point, $d(i)$ is data, and "threshold" denotes the threshold value.

[0062] At this time, stimulation is carried out by scanning one point at a time. This means that if the "total number of stimulations" defined in the following equation is exceeded, the frequency of the stimulation lowers.

[Equation 2]

$$\sum_{i=1}^M N(i)$$

[0063] Where $N(i)$ is the number of stimuli of the i th electrode occurring in one cycle, and M is the total number of electrodes. Here, $N(i)$ can only take the value 0 or 1. This means that the total number of stimuli is the same as the number of electrodes. This means that it is necessary to change the threshold value within the "stimulation determination function" in order to suppress the number of stimulation points. In the system shown in FIG. 15, the camera refresh rate is fixed. A new image is therefore inputted in a fixed time interval. For example, an image is updated every 33 milliseconds for a 30 fps camera. The electrical stimulation therefore has to finish scanning within 33 milliseconds. This means that stimulation can only take place 330 times when, for example, the time for one stimulation is 100 microseconds. This is the "maximum number of stimuli" permitted. In reality, the value is smaller because of overhead for communication etc.

[0064] For example, the following algorithm can be considered for adjustment of the threshold value of the stimulation determination function. First, an initial value for the threshold value is set by a user's input. When the number of times of stimulation for the stimulation determination function using this initial value does not exceed the maximum number of times of stimulation, the threshold value is not changed. However, when the number of times of stimulation exceeds the maximum number of times of stimulation, the threshold value is increased until the number of times of stimulation is less than the maximum number of times of stimulation. It is possible to obtain a minimum threshold value for ensuring that the number of times of stimulation is less than the maximum number of times of stimulation using the well-known binary tree method, etc.

[0065] When a large number of stimulations is permitted for one point and grey scale representation is implemented rather than black and white representation, the system configuration from the camera up to the stimulation electrodes is not changed and the camera refresh rate is also not changed. For example, the image is updated every 33 milliseconds. The intensity of stimulation at a certain stimulation point is defined as the number of times this point can be stimulated during a 33-millisecond cycle. The stimulation determination function is a function of original data having one or more

parameters and defines the number of times of stimulation of each point within one cycle. The simplest example is, for example, as follows.

[Equation 3]

$$N(i) = \begin{cases} d(i) - threshold & (d(i) \geq threshold) \\ 0 & otherwise \end{cases}$$

[0066] The maximum number of stimulations permitted is determined as described above. The parameter (in this example, "threshold") for the stimulation determination function is then adjusted so that the "total number of stimuli" during one cycle does not exceed the maximum number of stimuli.

[0067] To summarize, the electro-tactile presentation apparatus includes an image capture section that captures images, an image processing unit that processes the acquired images, a control unit that generates a tactile presentation signal based on the information obtained by the image processing unit, an electrode array that generates tactile stimuli, and a switching circuit that switches each electrode between a power supply and ground. The control unit further includes a stimulation determination section (constructed from a stimulation determination function) that determines whether or not to carry out electrical stimulation, and a threshold value adjustment section (threshold value control section) that adjusts (controls) a threshold value of the stimulation determination section.

[0068] The threshold value adjustment section changes the threshold value of the stimulation determination function (function determining whether or not to carry out electrical stimulation) so that the number of stimuli occurring in a fixed time period (one cycle) does not exceed a predetermined maximum number of stimuli. It is then possible to ensure a preferred stimulation frequency (for example, at least 30 Hz or more) by suppressing the total number of stimuli.

[0069] An intermediate gradation representation is implemented by increasing the number of times of stimulation at one point. The scanning frequency for all of the stimulation points is fixed at a predetermined frequency or more (for example, 30 Hz or more). It is then possible to represent change in stimulation intensity from (scanning frequency x 0) Hz to (scanning frequency x 7) Hz by stimulating each stimulation point zero to seven times during this time. The threshold value of the stimulation determination means (stimulation determination function) is adjusted so that the total number of stimuli does not exceed the maximum number of stimuli.

[D-4] Achieving high-quality for spatial feature extraction

[0070] Currently, processing to enhance spatial edges of a pattern is carried out by extracting edges using a simple Laplacian operator when presenting a two-dimensional pattern. When, for example, a triangular shape is represented, the three edges are extracted and stimulated. However, this is insufficient and in order to improve sensory perception, it is necessary to enhance and stimulate the three "apexes" of the triangular shape (FIG. 10). In particular, in an environment where artificial objects are common, it is possible to automatically recognize straight lines, circles and ellipses using a "Hough transform" that is a typical image processing method and to obtain apex positions by calculating intersections of recognized lines. The presentation of high-quality sensations is then carried out by using the above technique to recognize apexes and the stimulating in an enhanced manner.

[0071] In particular, when the two-dimensional pattern is an image, extraction of a specific color, a specific brightness, and a specific time-varying change is important in practical terms in the present system. For example, in the case of utilization as sense of sight proxy system for a visually impaired person, by extracting specific colors, specific brightness, and specific time-varying change, it is possible to recognize the color of signals and flashing signals so as to present warnings to the user.

[0072] In addition, information that compares with a sense of sight can be presented using tactile stimulation of a lower spatial resolution compared to a sense of sight by recognizing and storing a specific pattern and representing the specific pattern using change in the type of stimulation. Of specific importance is the incorporation of a module for recognizing people's faces. In this way, the wearer can recognize known or yet-known people in surroundings.

[D-5] Response to time-varying information

[0073] A method for stimulating a time-varying (time differential) location in an enhanced manner simulates Meisner corpuscle activity that is one type of tactile receptor. This leads to the representation of high-quality sensations (FIG. 11). This itself can also be considered in related research.

[0074] In the present system where a sensor is mounted on a person's head and the forehead is electrically stimulated, the characteristics are that it is important not to react to movement of the whole image. Namely, movement of the image as a whole is eliminated as an offset and only moving parts in the image are extracted. This means that changes to the image that inevitably occur at the forehead-mounted camera as a result of the observer moving their own head around are ignored and that objects moving in an external environment are enhanced (FIG. 12).

[0075] When cancellation of rotational movement of the head is incorporated, what happens when the head exhibits "translation motion"? At this time, by similarly compensating for movement of the image as a whole, it is possible to extract only objects that are in close proximity using a motion parallax (differences in "seeing" of three-dimensional objects using movement of a viewpoint). By utilizing this effectively, it is possible to acquire the detection of depth using translation movement of the head.

[0076] As described above, a time differential is useful. However, the extent by which each pixel has moved corresponds to "correlation calculations" which require the largest amount of calculations in image processing. In order to suppress the load of the correlation calculation, flow vectors for the images due to rotation of the head are calculated using separate means and overall movement is then subtracted using this information in advance so as to make the size of the integration window used in the correlation arithmetic extremely small (= proportional to the assumed speed of movement). It is therefore possible to dramatically reduce the amount of calculation involved. If a binary output of "moved/didn't move" is simply adopted using a differential, the correlation calculation itself becomes unnecessary (FIG. 14). A method has been considered where a rotational acceleration sensor that measures head movement is built-in and compensation is performed using this information. Further, it has also been considered to use an artificial retina element with a movement extraction function.

[0077] In a preferred mode, the following image processing is carried out by an image processor. Image processing carried out by the image processing unit is by no means limited to the following, and can include image processing typically carried out in the image processing field.

- (1) Achieving high-quality stimulation by spatial edge extraction and by detecting specific edges and apexes.
- (2) Achieving high-quality stimulation by carrying out extraction of specific colors.
- (3) Achieving high-quality stimulation by extracting specific brightness.
- (4) Achieving high-quality stimulation by specific time-varying pattern extraction.
- (5) Achieving high-quality stimulation through recognition and extraction of specific images, particularly faces of people.
- (6) Achieving high-quality stimulation by detecting time-varying movement.
- (7) The effects of image variation due to a person moving their head are eliminated by eliminating movement of the image as a whole as an offset. In one mode, an angular acceleration sensor is used in order to eliminate the effects of image variation due to rotational movement of the head. In a further mode, an artificial retina chip having a movement detection function is used.
- (8) In a further mode, movement of the image as a whole is eliminated as an offset and remaining time-varying variation is displayed in an enhanced manner. The motion parallax is then enhanced by translational movement of the head and is taken as a cue for depth.

[E] Method for acquiring image information while using an image sensor as a sensor

[E-1] Method for presenting while using a wide-angle lens when acquiring images

[0078] The field of view is narrow so that it is necessary for the wearer to move their head frequently in order to obtain environment information for the whole of their surroundings. Further, because of narrower field of view, changes in the stimulation pattern represented as a result of movement of the head are acute and an unpleasant sensation is occurred. Further, supposing face to face communications between a visually impaired person wearing the present system and a healthy person, it is unconsciously assumed that both parties facing each other have a similar field of view. There is therefore the problem that it is difficult for the healthy person to communicate effectively with the person with impaired eyesight.

[0079] It is possible for the field of view to be made close to that of a healthy person (approximately 180 degrees when the pupil is not moved) by, for example, a wide-angle lens such as a fish-eye lens. If the field of view of the camera is made broader, the spatial resolution of the stimulation falls. However, a countermeasure is possible with respect to this problem where the ends of the image are compressed and representation takes place in the vicinity of the center at a high-resolution.

[E-2] Depth detection and presentation using focal adjustment, a compound camera, and measuring the Time-of-Flight

[0080] Information presented to the wearer can be narrowed down by detecting depth information during image acquisition. For example, it is possible to prevent stimulation due to objects that are far away such as, for example, buildings etc. by just taking objects up to a few meters away from the wearer as targets of presentation. This method is preferable from the point of view of the safety of the wearer and it is assumed that many of the visual sense-tactile sense conversion apparatus provided up to this point are capable of sensing depth. However, depth information acquisition proposed in the related art has not yet been implemented to a level that can be used in real life.

[0081] It was therefore necessary to confirm the characteristics of the usage of our system. Measurement precision is not important. It can be considered sufficient if objects within the range of a few meters can be measured with a precision in the order of 0.5 meters. The following two straightforward techniques are therefore candidates.

[0082] Firstly, focus of a lens is used, with this typically being referred to as a lens focal point technique. It is possible to blur out anything other than a certain depth by using the lens. Our system extracts edges from the image for conversion to stimulation. Therefore, the fact that images at unnecessary distances are obscured during the image acquisition provides very good compatibility with the present system.

[0083] Secondly, a simple method also exists where illuminating light is projected from a camera and the brightness of the reflected light is then taken as is as depth information. This has the problem of depending on the optical characteristics of the illuminated target surface but has the substantial advantage that a broad depth can be obtained in an extremely straightforward manner.

[0084] It is also possible for any of the depth detection techniques other than the foregoing that are already commonly in use to be employed for presenting sensations depending on distance. Typical examples would be firstly, taking three dimensional measurements using two or more cameras, and another would be measurements using TOF (Time-of-Flight). In particular, when a compound camera is used, the foregoing object, "broad field of view", is achieved at the same time. In this case, three-dimensional depth detection is possible only for regions where the fields of view of each camera overlap but it is not considered to be a problem. This is exactly the same as when a person does with two eyes and people carry out their daily lives without hindrance with a stereoscopic vision of a center view where the fields of vision for the two eyes overlap.

[0085] In the above, depth is detected based on optical image acquisition but it is also possible to use depth detection employing ultrasonic waves. In particular, currently, compactness of depth detection devices that comprehend space in three-dimensions by analyzing waves reflected back from objects using one or a number of sound sources and a matrix of a number of small microphones are becoming widespread and are portable. The spatial resolution of depth detection based on ultrasonic waves is low compared to depth detection based on light. Currently, depth data of a few hundred x a few hundred points is acquired based on optical images but only depth data of a few tens x a few tens of depth data can be acquired using ultrasonic waves. However, with our system, the final number of tactile presentation points is small and the depth detection based on ultrasonic waves is also sufficient. Further, when ultrasonic waves are used, there is the advantage that use in darkness is also possible.

[0086] Finally, sensations that depend on distance are presented. For example, stronger stimuli are presented for distances that are closer. Alternatively, properties of the sensations caused by the stimuli are made to change depending on the distance.

[0087] To summarize, it is possible to ensure the same field of view as for a healthy person by using a wide-angle lens as the lens for the image acquisition unit. Falling of the spatial resolution of the stimuli due to the broader field of view of the camera can be countered by compressing the ends of the image and presenting the vicinity of the center using a high resolution. It is also possible to measure the depth using the focus adjustment of the camera and provide depth-dependent presentations based on this depth measurement.

[0088] It is further possible to simplify the system by taking only objects in the vicinity of the wearer as targets of sensation presentation using a fixed focal point lens suitable for a focal point of a distance up to a few meters from the wearer. It is also possible to perform depth-dependent presentation based on depth measurement integration by a plurality of cameras. Broadening the field of view using a plurality of cameras is also possible. It is further possible to perform depth-dependent presentation based on using the theory of TOF measurement.

INDUSTRIAL APPLICABILITY

[0089] The present invention is applicable to forehead-mounted electro-tactile displays, and more specifically is applicable to a portable visual sense proxy device.

Claims

1. An electro-tactile display comprising:

an electrode substrate provided with a plurality of stimulation electrodes;
 a conductive gel layer positioned between the stimulation electrodes and the skin of a wearer;
 a switching circuit section electrically connected to said stimulation electrodes;
 a stimulation pattern generating section electrically connected to said switching circuit section; and
 means for alleviating a sensation experienced by the wearer as a result of the stimulation electrodes.

2. The electro-tactile display of claim 1, wherein said electro-tactile display is a forehead-mounted electro-tactile display.

3. The electro-tactile display of claim 1 or 2, wherein said means for alleviating a sensation is configured from said conductive gel layer and wherein said conductive gel layer has a resistance value equivalent to that of the horny layer of the skin.

4. The electro-tactile display of claim 3, wherein the thickness of said conductive gel layer is 0.3 to 2.0 millimeters.

5. The electro-tactile display of claim 4, wherein the thickness of said conductive gel layer is 0.5 to 1.0 millimeters.

6. The electro-tactile display of any one of claims 1 to 5 further comprising:

stimulation determination means that determines whether or not to carry out electrical stimulation based on a threshold value of a stimulation determination function; and
 threshold value adjustment means that adjusts said threshold value of said stimulation determination means;

wherein said means for alleviating a sensation is configured from said stimulation determination means and said threshold value adjustment means, and said threshold value adjustment means changes said threshold value so that the number of times of stimulation occurring in a fixed time period does not exceed a predetermined maximum number of stimuli.

7. The electro-tactile display of claim 6, wherein said threshold value adjustment means ensures that the stimulation frequency is at least 30 Hz or more by suppressing the total number of stimuli occurring in a fixed time period.

8. The electro-tactile display of claim 6 or 7, wherein an intermediate gradation representation is implemented by increasing the number of times of stimulation at one point in a fixed time period.

9. The electro-tactile display of any one of claims 1 to 8, wherein an electrical stimulation presentation board is comprised of said electrode substrate, said conductive gel layer, and said switching circuit section.

10. The electro-tactile display of claim 9, wherein said electrode substrate is a flexible substrate.

11. The electro-tactile display of claim 10, wherein said flexible substrate comprises at least one cut therein.

12. The electro-tactile display of claim 11, wherein a plurality of regions are defined by forming a plurality of cuts in transverse and vertical directions so as to leave the edges of said flexible substrate and a predetermined number of electrodes are provided at each region.

13. The electro-tactile display of claim 12, wherein a set of a switching circuit and a communication circuit is provided for each region, and wherein communication wiring for each communication circuit is provided at the edges.

14. The electro-tactile display of claim 11, wherein the flexible substrate includes a plurality of strip-shaped regions extending in a longitudinal direction of the electrical stimulation presentation board, with a predetermined number of electrodes being provided at each strip-shaped region.

15. The electro-tactile display of any one of claims 9 to 13, wherein the electrical stimulation presentation board is provided with one or more elastic layers positioned at the surface side and/or the rear surface side of the electrode substrate.

16. The electro-tactile display of claim 15, wherein said elastic layer is an anisotropically conductive elastic layer provided at the surface side of the electrode substrate.

5 17. The electro-tactile display of any one of claims 10 to 14, wherein the switching circuit section is provided at the flexible substrate.

10 18. The electro-tactile display of any one of claims 10 to 14, wherein said electrical stimulation presentation board comprises a circuit substrate independent of the flexible substrate, and the switching circuit is provided at the circuit substrate.

19. The electro-tactile display of any one of claims 1 to 18 further comprising:

means for measuring stimulation voltage; and
means for adjusting power supply voltage;

15 wherein the power supply voltage is set to a voltage a predetermined voltage V higher than the measured stimulation voltage by said means for adjusting power supply voltage.

20 20. The electro-tactile display of any one of claims 1 to 19, wherein said electro-tactile display is a forehead-mounted electro-tactile display and wherein said display includes means for emphasizing stimulation at time-varying locations and said means for emphasizing stimulation cancels changes to images caused by movement of the wearer and emphasizes an object moving in an external environment.

25 21. The electro-tactile display of any one of claims 1 to 20 further comprising means for detecting depth so as to present sensations depending on distance.

明 細 書

電気触覚ディスプレイ

技術分野

[0001] 本発明は、電気触覚ディスプレイに関するものである。

関連出願

[0002] 本発明は2005年12月8日出願の米国プロヴィジショナル出願No. 60/748, 811に基づく出願であり、その利益を優先権主張するものである。当該出願内容は参照により本明細書に組み込まれる。

背景技術

[0003] 額用電気触覚ディスプレイの構成を図1に示す。システムは頭部に搭載され環境情報を取得するセンサ(カメラ)1、その情報を処理し触覚提示用信号を生成する演算部2、および、額に装着され、触覚刺激を生成する電極マトリクスを備えた電気刺激提示部3と、から構成される。例えばサングラスに付けられた小型カメラが装着者の眼前の視界を取り込む。小型カメラにより取り込まれた視界の画像は演算部により電気刺激による触覚情報に変換される。本システムの装着者は、額に受ける触覚刺激によって環境情報を取得することが出来るため、例えば装着者が視覚障害者であり、センサが画像センサである場合には視覚の触覚による代行システムとして機能する。すなわち、額用電気触覚ディスプレイはFRS(額網膜システム)を構成することができる。適切な訓練プログラムを経ることで、FRSは目の不自由な方にとって、外科手術の必要のない人工的な網膜として機能する。

[0004] 電気刺激の基本原理に関しては「電気刺激に用いる複合電極」特許公開2002-65866、および「触覚呈示方法及び触覚呈示装置」特許公開2002-328596、「電気刺激を用いた触覚呈示方法及び装置」国際公開番号 WO01/038958に記述されている。また額への電気刺激は「盲人用画像認識装具」特許公開2001-285679に記述されている。また、類似の技術(舌に配置される触覚出力装置)として、US6,430,450B1が挙げられる。これらの文献は引用により本明細書に組み込まれる。

[0005] しかし、上記出願に記載された従来技術は電気刺激、および額への触覚提示による

感覚代行という基本アイデアを述べているに留まり、実用化に際しての実際的な課題を解決してはいなかった。

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0006] 本発明は、額電気刺激システムを実際に構築し、運用テストをする中で見出された幾つかの課題を解決するものである。本発明が解決しようとする課題の多くは「額装着」に起因するものである。その課題の一つは、電気刺激を与えた時に、装着者が痛覚や不快感を感じることである。電気触覚提示ディスプレイは典型的には指先の皮膚を電気刺激することにより行われるが、額の皮膚は指先の皮膚に比べて薄く、指先と同様に電気刺激を行うとするならば装着者が痛覚を感じてしまい情報を提示することができない。この課題は、額以外の指先の皮膚に比べて薄い皮膚からなる身体部位（前胸部、背部、腹部等）を電気刺激する場合にも当てはまる。

[0007] さらに、額装着用電気触覚ディスプレイでは、指先用の電気触覚ディスプレイに比べて、多数の電極が高密度で配置される。刺激点数が増えるにつれ、走査にかかる時間は膨大になり、全体の刺激周波数が下がる。刺激周波数がある値（例えば30Hz）より低くなると刺激に特徴的な「粗さ感」が生じ、装着者において、極めて強い不快感を生じることが知られている。この課題は、額以外の指先の面積よりも広域の身体部位（前胸部、背部、腹部等）に高密度で配置した多数の電極を用いて電気刺激する場合にも当てはまる。したがって、心地よい電気刺激を如何にして生成するかが課題となる。

[0008] 本発明の他の目的は、額の湾曲に適応した額装着電気刺激提示部を提供することにある。この課題は、額のようにガウス曲率が0でない他の身体部位に装着される電気刺激提示部にも当てはまる。本発明が解決しようとするさらに他の目的は、後述する本明細書の記載から明らかになる。

課題を解決するための手段

[0009] 本発明は、複数の刺激電極を備えた電極基板と、前記刺激電極と装着者の皮膚との間に位置して設けた導電性ゲル層と、前記刺激電極に電氣的に接続されたスイッチング回路部と、前記スイッチング回路部に電氣的に接続された刺激パターン生成部

と、前記刺激電極により装着者において生起される生起感覚の緩和手段と、を備えた、電気触覚ディスプレイ、を提供するものである。

- [0010] 複数の刺激電極は、典型的には、複数の電極を経緯方向(xy方向)に連続状に設けてなるマトリクス状の電極、すなわち、アレイ電極である。導電性ゲル層は、一つの態様では、電極基板の表面(刺激電極が形成されている面)を覆うように当該表面に直接設けられる。他の態様では、電極基板の表面と導電性ゲル層との間に他の導電性層を介在させてもよい。あるいは、導電性ゲル層と皮膚との間に他の導電性層を設けてもよい。一つの好ましい態様では、電気触覚ディスプレイは、額装着用電気触覚ディスプレイである。しかしながら、本発明が額装着用電気触覚ディスプレイ以外の電気触覚ディスプレイにも有用であることは、本明細書の記載から明らかである。
- [0011] 一つの好ましい態様では、前記生起感覚の緩和手段は、前記導電性ゲル層から構成されており、前記導電性ゲル層は、皮膚角質と同等の抵抗値を有する。好ましくは、前記導電性ゲル層の厚みは、0.3～2.0mmである。導電性ゲル層の厚みが0.3mmよりも薄い場合には装着者において非常に強い痛覚を生じる。導電性ゲル層の厚みが2.0mmよりも厚い場合には装着者において感覚が生じなくなる。さらに好ましくは、前記導電性ゲル層の厚みは、0.5～1.0mmである。この範囲では、特に、心地よい電気刺激が装着者に提供される。
- [0012] 一つの好ましい態様では、前記電気触覚ディスプレイは、刺激判定関数の閾値に基づいて電気刺激を行うか否かを判定する刺激判定手段と、刺激判定手段における閾値を調整する閾値調整手段とを含んでおり、前記生起感覚の緩和手段は、前記刺激判定手段及び前記閾値調整手段から構成されている。前記閾値調整手段は、所定の一定時間間隔における刺激回数が、所定の最大刺激数を超えないように、閾値を変化させる。閾値を制御することで、ターゲットとする刺激周波数を提供することができる。好ましくは、所定の一定時間間隔における刺激総回数を抑えることで、少なくとも30Hz以上の刺激周波数を確保する。また、一つの好ましい態様では、所定の一定時間間隔における1点の刺激回数を増やすことで、中間諧調表現を実現する。
- [0013] 一つの好ましい態様では、電気触覚ディスプレイの電気刺激提示部は、表面に複数の刺激電極を備えた電極基板と、電極基板の表面側に設けた導電性ゲル層と、電

極基板の裏面側に設けたスイッチング回路部と、から構成されている。電気刺激提示部は、電気触覚ディスプレイの制御部(刺激パターン生成部を備えている)および電源に電氣的に接続されている。導電性ゲル層は、電極基板の表面側に直接あるいは間接的(他の部材を介在して)に設けられる。スイッチング回路部は、電極基板の裏面側に直接あるいは間接的(他の部材を介して)設けられる。ここで、電極基板の裏面側とは、電極基板の電極が設けられた側と反対側という意味である。

[0014] 一つの好ましい態様では、前記電極基板はフレキシブル基板である。好ましくは、前記フレキシブル基板には、少なくとも1つの切り込みが形成してある。フレキシブル基板、望ましくは1つ以上の切り込みを備えている、を採用することで、額等の湾曲面に沿った電気刺激提示部を構成することができる。より具体的な一つの態様では、前記フレキシブル基板には、端縁を残すようにして経緯方向に複数の切り込みを形成することで複数の領域に区画し、各領域には所定数の電極が設けてある。さらに好ましくは、各領域に対して一組のスイッチング回路及び通信回路を設け、前記端縁に各通信回路同士の通信配線を設ける。より具体的な他の態様では、前記フレキシブル基板は、電気刺激提示部の長手方向に延出する複数の帯状領域を有しており、各帯状領域には所定数の電極が設けてある。

[0015] 一つの好ましい態様では、前記電気刺激提示部は、前記電極基板の表面側あるいは／および裏面側に位置して1つ以上の弾性体層を備えている。電気刺激提示部に弾性体層を設けることで、当該弾性体層の変形により額等の湾曲面へ良好に適応することができる。好ましくは、前記弾性体層は、前記電極基板の表面側に設けられた異方性導電性弾性層が例示される。この場合、電気刺激提示部は、刺激用電極基板と、刺激電極基板の表面を被覆するように設けた異方性導電性弾性層と、異方性導電性弾性層の上に設けた導電性ゲル層とからなり、刺激用電極は、異方性導電性弾性層、導電性ゲル層を介して電気刺激を皮膚に提供する。また、電気刺激提示部は、刺激用電極基板と、刺激電極基板の表面を被覆するように設けた導電性ゲル層と、導電性ゲル層の上に設けた異方性導電性弾性層とからなり、刺激用電極は、導電性ゲル層、異方性導電性弾性層を介して電気刺激を皮膚に提供する。電極基板の裏面側に設ける弾性体層は、導電性を有しなくてよい。また、電極基板の裏面

側に弾性体層を設ける場合には、好ましくは、当該電極基板はフレキシブル基板である。

[0016] 一つの態様では、前記スイッチング回路部は、前記フレキシブル基板に設けてある。具体的な態様例では、前記電気刺激提示部は、刺激電極を備えたフレキシブル基板と、フレキシブル基板の裏面側に設けた弾性体層と、を有し、前記フレキシブル基板の部分(刺激電極を有しない部位)は前記弾性体層の裏面側にまで折り返し延出しており、フレキシブル基板の折り返し延出部にスイッチング回路部が設けてある。他の態様では、前記電気刺激提示部は、前記フレキシブル基板とは独立した回路基板を備えており、前記スイッチング回路部は、当該回路基板に設けてある。具体的な態様例では、前記電気刺激提示部は、刺激電極を備えたフレキシブル基板と、フレキシブル基板の裏面側に設けた弾性体層と、弾性体層の裏面側に設けられ、フレキシブル基板とは独立した回路基板と、を有し、前記回路基板の裏面にスイッチング回路部が設けてある。

[0017] 一つの好ましい態様では、前記電気触覚ディスプレイは、刺激電圧を測定する手段と、電源電圧調整手段と、を有し、電源電圧調整手段により、電源電圧を、測定された刺激電圧よりも所定V高めの電圧に設定する。

[0018] 一つの好ましい態様では、前記電気触覚ディスプレイは額装着用電気触覚ディスプレイであり、前記ディスプレイは時間的な変化があった場所を強調して刺激する手段を有し、前記手段は、装着者の運動に起因する画像変化をキャンセルし、外部環境で動く物体を強調する。

[0019] 一つの好ましい態様では、前記電気触覚ディスプレイは、奥行き検出手段を有し、距離に依存した感覚提示を提供する。

発明を実施するための最良の形態

[0020] [A]電気触覚提示装置(電気触覚ディスプレイ)

[A-1]電気触覚提示装置

本発明の基本となる電気触覚提示装置の一つの態様例について説明する。電気触覚提示装置は、刺激電極、スイッチング回路、制御部(コンピュータを主体として構成される)、電流源を備えている。刺激電極は、複数の電極を経緯方向(xy方向)に配

列して構成されるアレイ電極ないしマトリクス状の電極であり、アレイ電極を構成する各電極と電流源とがスイッチング回路を介して電氣的に接続されており、制御部（刺激パターン生成部）からの制御信号によって刺激電極における電流源電極を選択して電流を供給し、電流が供給された電極から刺激を行う。電極サイズは好ましい態様では、直径0.5mmから2.0mmで、典型的には1.0mmである。電気触覚提示装置は、各電極と電流源、各電極とグランドとの接続を時間的に切替えて、刺激したい位置の電極及びグランド電極の選択を変化させることでアレイ電極により情報提示を行う。電流源とグランドとの接続の切り替えはスイッチング回路（例えば、ハーフブリッジ回路）により行う。刺激したい位置の電極及びグランド電極の選択は制御部によって行う。刺激したい場所の電極を電流源に接続し、その他の電極をグランドに接続することにより、皮膚下に電流経路を形成して、神経を刺激する。さらに、この刺激点（刺激したい位置の電極）を時間的に切替えることでアレイ電極によって面的な情報を提示する。

- [0021] 電気触覚提示装置は、さらに、環境情報取得部を有する。環境情報は典型的には情景であって、画像センサ（例えば、カメラ）によって画像情報が取得されて入力され、入力された画像情報に基づいて触覚提示用信号が生成される。1つの好ましい態様では、画像センサは、頭部（頭部に装着された眼鏡やサングラスに搭載されるものを含む）に搭載される。また、画像センサが画像情報を取得するために用いる光は可視光に限定されるものではなく、例えば赤外線を用いた赤外線カメラであってもよい。取得された環境情報は、制御部によって処理され、制御部は所定の刺激パターン情報を提示するような触覚提示信号（制御信号）をスイッチング回路に出力し、スイッチング回路によりアレイ電極から触覚刺激が生成される。1つの好ましい態様では、電気触覚提示装置は額装着用電気触覚提示装置であり、FRSシステムを構成する。額装着用電気触覚提示装置は、額の湾曲に適応する額装着電気刺激提示部を備えている。

- [0022] [A-2]FRSシステム

FRS(額網膜システム)は、額における触覚を網膜の代替とする技術を用いている。1960年代から電気刺激による感覚代行は提案されてきたが、額を刺激部位とする本方

式は比較的新しい手法である。額を刺激部位として使用することは合理的である。着け外しが容易であり、脳内での座標系の変換が体の他の部位に装着する場合に比べて簡単になる。例えばサングラスにつけられた小型カメラが装着者の眼前の視界を取り込む。FRSシステムでは、小型カメラにより取り込まれた視界の画像は電気刺激による触覚情報に変換され、触覚情報は装着者に提供される。カメラで取得された画像情報は2つの処理を経て触覚情報に変換される。第一の処理では、輪郭情報を強調するために空間的な輪郭抽出が行われる。第二の処理では、時間変化する情報を強調するため、時間的なバンドパスフィルタリングが行われる。FRSは実際の視覚系の前処理を模倣することで、画像理解を容易にする。適切な訓練プログラムを経ることで、FRSは目の不自由な方にとって、外科手術の必要のない人工的な網膜として機能する。

[0023] [B]額の湾曲に適応した装着電気刺激提示部の構成

[B-1]従来の額装着電気刺激提示板の問題点

従来の額装着電気刺激提示部は、額に電極マトリクスを配置する具体的な手法については言及していなかった。しかし電極基板をただ額に並べるだけでは、まず額の湾曲に適応できず、また電極数が増えると各電極にのびるケーブルの重量が問題となった。

[0024] 我々は、以下のような提案を行っている。まず刺激電極基板を次のような構成とする。基板4Aの表面には電気刺激用の電極5を露出させ、裏面には刺激する電極を選択するスイッチング回路および通信回路を備えた回路要素6を搭載する(図2)。電極とスイッチング回路を近傍に置くことで基板上の配線が激減し、またスイッチング回路への指令信号を通信(代表的には有線シリアル通信、あるいは無線通信)によって行うことで、額の刺激電極基板と、体の他の部位に装着した本体の刺激電流生成回路との間の配線数を一定以下に保つことができる。

[0025] [B-2]フレキシブル基板および導電性ゲルを用いた額装着電気刺激提示板の構成

さらに軽量化、および額形状への適応のために基板をフレキシブル基板4とする(図3)。フレキシブル基板の材質としては現在最も一般的に用いられているポリイミドフィル

ムが考えられるが、シリコンゴム等の収縮性を持つ材料を用いた伸縮性フィルム、また熱可塑性樹脂を用いたもので基板配線後に熱を加えて成形できるタイプのフィルムを用いても良い。特に人の額はある程度決まった曲率を有しているので、それに沿うように成形し得るものが望ましく、熱可塑性樹脂を用いたものはその候補である。電極ピン5は基板4のランド(ハンダ付け用にむき出しになった部分)への金メッキ処理5Aによって形成する。

[0026] フレキシブル基板4によって形成した電極ピン5の上に導電性ゲル層7を設ける。導電性ゲルとしては現在電気刺激で最もよく使われているハイドロゲル(親水性の樹脂中に水と電解質を保持させたもの)が考えられる。本導電性ゲル層は、電極と皮膚との電氣的接触を保つ為ばかりではなく、皮膚内部における電流の集中、およびそれによって引き起こされる痛覚を防止する役割を果たす。

[0027] 導電性ゲル層の機能について、以下に詳述する。まず皮膚下には痛覚を生成する痛覚神経、および振動感覚や圧覚を生成する触覚神経が存在する。神経軸索の太さはそれぞれ1マイクロメートル、5マイクロメートル程度である。皮膚上からの電気刺激では、神経軸索周囲に電位分布を生じることにより膜間電位差を変動させ、神経活動を引き起こす。もし皮膚表面から神経軸索までの距離が一定であれば、神経活動を引き起こす電流閾値は神経軸索の太さに反比例、ないし太さの平方根に反比例することが知られている。このため、前述の触覚神経は痛覚神経よりも刺激しやすく、痛覚を生じることなく触覚を生じることが出来る。しかし実際には皮膚表面から神経軸索までの距離は一定ではなく、また皮膚の電氣的抵抗分布も一定ではないことから、たびたび電流が局所に集中し、痛覚神経を刺激してしまう状況が生じる。この問題を緩和するため、電気伝導性ゲルを電極と皮膚の間に挟み、ゲル層で電流を拡散させることによって電流の集中を防ぐ手法を取り得る。

[0028] ここで導電性ゲルの厚み、陽極(Anode)と陰極(Cathode)の間隔、ゲルの抵抗値、皮膚の抵抗値という4者間には次の4つの関係がある(図2A参照)。

(1)ゲルの抵抗値が皮膚の抵抗値より相対的に低い場合、電流経路はゲル層内部に形成され、皮膚に到達しにくくなる。これは消費電力の大半をゲル層でのジュール熱発生に費やしてしまうことを意味し、携帯型の触覚提示装置としては極めて重大な

問題となる。

(2)ゲルの厚みが電極間隔に対して相対的に大きい場合も同様に電流経路はゲル層内部に形成され、皮膚に到達しにくくなる。

(3)ゲルの厚みが薄い場合は電流の拡散効果が減少するため痛覚を生じやすくなる。

(4)ゲルの抵抗値が大きい場合、やはり消費電力の大半をゲル層でのジュール熱発生に費やしてしまう。

[0029] 従来の経皮電気刺激では、陽極と陰極の間は十分な距離(電極間隔5mm以上)があったためゲル層内部に形成される電流経路は大きな問題とはならず、上記(3)の目的を果たすために低抵抗(10~50k Ω ・cm、代表的には20 k Ω ・cm)の導電性ゲルが用いられた。しかし多数の電極を高密度(電極間隔1mm~5mm)に並べる今回のような場合、導電性ゲル層内部の電流経路形成を最小限に抑えつつ電流の拡散によって痛覚を生じさせない最適な抵抗設定が新たに必要となる。

[0030] 我々はこの役割を果たすためには、導電性ゲルは0.3mm~2.0mm内の厚みを持っていなければならない、最適な厚みは約0.5mm~1.0mmであること、ゲルの抵抗値は皮膚と同程度の高抵抗値(100~1000k Ω ・cm、代表的には400 k Ω ・cm)である時に、消費電力を最小に押さえつつ痛覚を生じさせない最適な刺激を行いうることを見いだした。

[0031] なお、本ゲルは指先への電気刺激の場合には不要であった。なぜなら指先皮膚は分厚い(0.5mm~1.0mm)高抵抗の角質層が存在し、上述のような電流の拡散効果を持っていたためである。我々は額への電気刺激において、このゲル層を設けない場合には痛覚によって全く使用不可能となること、また一般に電気刺激で用いられる低抵抗のゲル層を用いた場合には感覚を生じにくいことを確認している。

[0032] まとめると、刺激用電極基板には、刺激用電極基板を被覆するように導電性ゲル層が着脱可能に設けられる。したがって、電気刺激部は、刺激用電極基板と、刺激用電極基板の電極が設けられた側に着脱自在に設けられる導電性ゲル層と、を含む。刺激電極は、導電性ゲル層を介して皮膚(額)に電気刺激を提供する。好ましくは、導電性ゲルは、皮膚角質と同等の抵抗値を有する。好ましくは、導電性ゲル層の厚

みは、0.3～2.0mmである。さらに好ましくは、導電性ゲル層の厚みは、0.5～1.0mmである。

[0033] 次に、額の湾曲に適応した電気刺激提示部について説明する。現在用いられているフレキシブル基板は、屈曲は容易であるものの伸縮できないため、額のようにガウス曲率が0でない面にそのままでは適応することが出来ない。また最近開発された熱可塑性樹脂を用いた基板は熱を加えることによって伸縮を含めた変形が可能であるが、使用者個人に特有の額形状に完全に合わせることは難しい。さらに前述の導電性ゲル層は弾性体であるためある程度皮膚の凹凸を吸収するが、前述のように最適な厚みは別の要件によって決定されるため額形状への適応の役割を果たすには限界がある。このため基板中に切れ込みを入れることにより額の湾曲に適応させる。切れ込みによって基板上の配線は大きく制限される。第一の候補は図4のように、全体を大きなフレキシブル基板4で形成し、その内部に切れ込み(inner cut)40Aを入れる手法である。この例の場合、全体512点を4×2の8領域40に分け、一つの領域40には64点の電極が存在する。図5に示すように、一組のスวิต칭回路6A、および通信回路6Bがこの64点の電気刺激を担当することによって、フレキシブル基板4の切れ込み40Aが最も煩雑な「スวิต칭回路6Aから各電極5への配線」に影響を及ぼさないようにする。なおここで言う通信回路6Bとは刺激パターン生成部2Aと64点の刺激生成部、および64点の刺激生成部同士を繋ぐものである(図5)。

[0034] 第2の候補は細い帯状のフレキシブル基板41に刺激電極5を一行に並べる方法である(図6)。電気回路素子を搭載する基板(以下回路基板)8とフレキシブル基板4、すなわち、帯状のフレキシブル基板(以下電極基板)41がコネクタ8Aによって接続され、電極基板上には刺激電極5が形成されている。電極基板41の帯一本一本が湾曲、および左右ずれを生じることにより、球面に近い、すなわちガウス曲率が0でない額形状に適応することが出来る。電極基板4と回路基板8との間には弾性体の層9がある事が望ましい。弾性体の層9としてはシリコンゴムや発泡ウレタンなどが考えられる。特に発泡ウレタンは人の頭部形状に適応する枕等への適用事例があり、現時点での最有力候補である。またこの弾性体の層9と電極基板4の界面は摩擦が低いことが望ましく、潤滑剤の塗布、または潤滑製のコーティングをフレキシブル基板表面または

弾性体表面、またはその両方に施すことが望ましい。図6ではフレキシブル基板の帯一本あたり電極は一行配置しているが、これは複数列有ってもかまわない。

- [0035] 以上で説明した方式は回路基板8と電極基板4は別で、コネクタ8Aによって接続されているが、回路基板と電極基板を一体化することも考えられる。このための手法を図7に列挙する。電極部分は帯状のフレキシブル基板41であるが、電気回路素子の搭載されている部分は同じフレキシブル基板でも、あるいは堅い板で裏打ちされていてもよい。最近の基板生成技術ではフレキシブル基板と通常の堅い基板を連結した形で作成可能となっているから、その技術を用いてもよい。
- [0036] まとめて、電気刺激提示部においては、刺激電極基板とスイッチング回路、通信回路の一体化による軽量化が図られている。具体的な例では、電気刺激提示部は、刺激電極が設けられた刺激電極基板を有し、刺激電極基板の表面には刺激電極が設けてあり、刺激電極基板の裏面には刺激する刺激電極を選択するスイッチング回路及び通信回路が設けてある。一つの態様では、スイッチング回路及び通信回路はICから構成される。スイッチング回路は刺激電極基板の各電極に電氣的に接続されており、スイッチング回路は通信回路を介して制御部に電氣的に接続されている。1つの態様では、スイッチング回路を含む回路基板はコネクタを介して刺激電極基板に電氣的に接続されているが、回路基板と刺激電極基板を一体化させてもよい。電気刺激提示部は、1つの態様では、裏面側を、弾性体10を介してヘッドバンド11に連結することで、額に装着可能となっている(図6(C))。
- [0037] 刺激電極基板は全体として、額形状に沿った湾曲形状に形成されるか、あるいは、湾曲可能に形成される。1つの態様では、電極基板を複数の小面積基板から構成し、各小面積基板の配向を調整して連結することで、湾曲形状に形成する。他の態様では、刺激電極基板は複数の小面積部から構成されており(複数部位に区画されている)、各小面積部の配向が可変となっており、各省面積部の配向を変化させることで額の湾曲に沿った湾曲形状を備えた刺激電極基板を形成する。小面積部は互いに独立しており、これを配向が可変なように連結して構成してもよいが、1つの好ましい態様では、一枚のフレキシブル基板に1つ以上の切り込みを形成することで、複数の小面積部を構成する。小面積部の形状は限定されないが、好ましい態様としては、

方形状、帯状のものが例示される。

- [0038] 刺激電極基板は、好ましくは、複数の電極を備えたフレキシブル基板から構成される。さらなる態様では、フレキシブル基板には、少なくとも1つの切れ込みが形成してある。切り込みは交差状に形成してもよいが、複数の切れ込みを交わらないように設けてもよい(例えば、複数の切れ込みを一方向にのみ平行状に形成してもよい)。
- [0039] 具体的な態様例では、横長方形形状のフレキシブル基板に、端縁を残すようにして経緯方向に複数の切り込みを形成し、一枚のフレキシブル基板を複数の方形の領域に区画する。各区画領域には所定数の電極が設けてある。各区画に対して一組のスイッチング回路及び通信回路を設けることで、切り込みが、スイッチング回路から各電極への配線に影響を与えることがないようにしている。また、端縁を残すようにして切り込みを形成することによって、当該端縁を利用して、通信配線(Inter-unit communication channelの配線)6Cを行うことができる(図5)。
- [0040] 具体的な態様例では、長手方向と短手方向とを規定する横長方形形状のフレキシブル基板4からなる刺激電極基板に、一側の短辺から長手方向に複数の所定長の切り込みを形成することで(好ましくは平行状に)、複数の帯状領域41を形成し、各帯状領域には所定数の電極5が設けてある(図7(A))。他の態様例では、両側の短辺から長手方向に複数の所定長の切り込みを形成することで(好ましくは平行状に)、複数の帯状領域41を形成し、各帯状領域には所定数の電極5が設けてある(図7(B))。他の態様例では、長手方向中央部位に、複数の所定長の切り込みを長手方向に形成することで(好ましくは平行状に)、複数の帯状領域41を形成し、各帯状領域には所定数の電極5が設けてある(図7(C))。長手方向の切れ込みが形成されたフレキシブル基板4を、切り込みが形成された部位(電極を有する部位)を表側にして、弾性体9に対して装着することで、電気刺激提示部を構成する。1つの態様では、弾性体の裏面側には基板(フレキシブルでない)が設けてあり、当該基板の裏面側には、回路素子が配置されている。刺激電極基板を構成するフレキシブル基板の切り込みが形成されていない部位は、基板に設けたコネクタを介して、回路素子に電氣的に接続されている。他の態様では、刺激電極基板を構成するフレキシブル基板の切り込みが形成されていない部位は、回路素子あるいは回路基板に一体的に接続され

ている。

[0041] [B-3]異方導電性層を用いた構成手法

前述のように、導電性ゲル層は弾性体であるためある程度皮膚の凹凸を吸収するが、最適な厚みは別の要件によって決定され、0.5mm～1.0mm程度となるため額形状への適応の役割を果たすには限界がある。ここで、もし厚み方向にのみ電流を通す弾性体層が有れば、その層を電極とゲルの間に挟むことにより、弾性体全体の厚みを増す事が可能となる。

[0042] 異方導電性とは、電気抵抗に異方性を持つことであり、代表的な製品例としてはゴム板の厚み方向に金属線を密に埋め込んだ異方導電ゴムがある。この場合、ゴム板の厚み方向には電流は通過するが、厚みと直交する方向には通電しない。異方導電性を持つ弾性体層12を電極基板4とゲル層7、あるいはゲル層と皮膚の間に挟む。額に電極を押しつける圧力によって異方導電性層12が変形し、額形状に適応する。これにより、電極基板の変形を最小限に抑えることが出来、電極基板の疲労による破壊や設計上の制約を緩和することが出来る。

[0043] まとめて、電気刺激提示部の構成要素として異方性導電性弾性層(例えば、異方導電ゴム)を採用することもできる。このものにおいて、刺激用電極基板は、好ましくはフレキシブル基板であるが、フレキシブル基板に限定されない。1つの態様では、電気刺激提示部は、刺激用電極基板と、刺激電極基板を被覆するように設けた異方性導電性弾性層(例えば、異方導電ゴム)と、異方性導電性弾性層の上に設けた導電性ゲル層とからなり、刺激用電極は、異方性導電性弾性層、導電性ゲル層を介して電気刺激を皮膚(額)に提供する。他の態様では、電気刺激提示部は、刺激用電極基板と、刺激電極基板を被覆するように設けた導電性ゲル層と、導電性ゲル層の上に設けた異方性導電性弾性層(例えば、異方導電ゴム)とからなり、刺激用電極は、導電性ゲル層、異方性導電性弾性層を介して電気刺激を皮膚(額)に提供する。

[0044] [C]消費電力の削減手法

[C-1]従来の電気刺激回路における問題点

ゲルの厚みおよび抵抗値の最適設計でも述べたように、消費電力の削減は携帯型電気刺激装置にとって極めて大きな課題である。論理演算部の消費電力は大して問

題にならないが、電気刺激のためには100V～400V程度の高電圧が必要であり、この電圧を生成し、電流制御を行うアナログ回路部での消費電力が最も大きい。

- [0045] [C-2]刺激電極において測定した電圧情報を用いた電源電圧の制御
- 電気刺激において、触覚を生じるために重要なパラメータは電圧ではなく電流であるため、刺激回路は電流制御を行っている。これは電圧による指令値を電圧-電流変換する回路部と、変換された電流を電極に出力する電流ミラー回路から構成される。この構成は電気刺激において一般的なものである。
- [0046] 電流ミラー回路部を図9に示す。この例は正電源、およびNPN型トランジスタを用いた構成であるが、負電源、およびPNPトランジスタを用いた構成でも以下の議論は全く同様である。制御電流 I_c が、抵抗 R_c および R_m によって決定される比率 R_c/R_m で増幅されて電極、またはスイッチング回路に出力される。高電圧発生装置(DCDCコンバータ)の電圧を V_h 、電流ミラー回路の出力部での電圧を V_s とすると、電圧降下 V_h-V_s が生じている。この電圧降下は電流ミラー用トランジスタで生じており、この時 $I_m \cdot (V_h - V_s)$ だけのジュール熱がトランジスタで消費される。この熱は刺激には寄与せず、完全に無駄となる。皮膚の抵抗が高ければ、同量の刺激電流を流すために必要な電圧 V_s は高くなり、電圧降下 V_h-V_s は少なくなるため無駄な電力消費は減る。しかし皮膚の抵抗が低ければ逆に無駄な電力消費は多くなる。現在のシステムでの代表的な値としては、電源 V_h が350V、刺激電流値 I_m が5mA、刺激電圧値 V_s が皮膚の状態によって200V～330V程度変化する。つまり最悪値としては、 $(350-200) \cdot 0.005 = 0.75W$ が常時無駄に消費されることになる。
- [0047] この問題を解決するため、刺激電圧 V_s を測定し、電源電圧 V_h を、測定された刺激電圧より少し(10～30V程度)高く設定するよう常時調整する。皮膚の抵抗値の変動の緩慢さから、調整の周期は1秒程度で良い。電源電圧は典型的なDCDCコンバータによって出力されており、この電圧調整は容易であることが良く知られている。またこの調整は高速スイッチング駆動によって行われているため、上述の電流ミラー回路部のような無駄な電力消費は原理上無い。刺激電圧測定回路自体は、皮膚のインピーダンス測定による刺激波形の最適化という目的で過去多く導入されてきたものであるが、この情報を電圧源の調整に用いて消費電力を削減する試みは無い。

[0048] まとめると、電気刺激回路において、刺激電圧を測定する手段(刺激電圧測定回路)と、電源電圧調整手段と、を有し、電源電圧調整手段により、電源電圧を、測定された刺激電圧よりも所定V(例えば、10～30V)高めの電圧に設定する。電源電圧調整手段による電源電圧の設定は所定周期(例えば1秒)で行えばよい。

[0049] [D]環境情報から電気刺激パルスへの変換手法

[D-1]現行の直列システムにおける問題点

本刺激システムは、大量の電気刺激点に対して、ある瞬間は一点ないし全体の一部の電極だけを刺激し、テレビの走査線と同様に時間的に刺激する電極を変更する走査によって面パターンを提示している。しかし視覚-触覚変換の場合、刺激点数は従来より格段に多く(例えば従来の指先型電気刺激装置で64点であったものが、現在の額電気刺激システムは512点である)、刺激点数が増えるにつれ、走査にかかる時間は膨大になり、全体の刺激周波数が下がる。一点の刺激にかかる時間は現在100 μ s程度であり、512点刺激するには51.2msかかることになる。つまり刺激周波数は約20Hzとなる。

[0050] 刺激パルス自体を短くすることが考えられるが、より短い時間で同量のエネルギーを与えるためにより高い電圧が必要となり、現実的ではない。刺激周波数が30Hzより低くなると刺激に特徴的な「粗さ感」が生じ、極めて強い不快感を生じることが知られている。このため、刺激周波数を一定以上に保つ工夫が必要である。また刺激周波数が低いことにより、刺激周波数を変化させることによって感覚強度の変化を表現することが難しい。現状ではこのため1(刺激する)か0(刺激しない)の2値情報しか提示できていない。これは例えば、画像情報を提示する際、白黒の2値でしか表現できないことを意味する。

[0051] [D-2]従来の解決手法:刺激回路の並列化

従来、刺激回路を並列化し、同時に刺激する点数を増やすことによる解決手段がとられてきた。例えば刺激点が512点ある場合、これを64点のモジュール8つに分割し、同時に8箇所を刺激を行うことにより走査周波数を8倍に向上させることが出来る。しかし8chを並列に駆動するため電流容量が8倍必要となる。高電圧電源は電流容量の増加に比例してサイズが大きくなるが、現状の1chを駆動するための電源が既に携

帯型装具として許容できる限界のサイズであるため、並列化による解決は現実的ではない。

[0052] [D-3] 閾値自動調整の実装による周波数の向上と中間階調の実現

電気刺激を行うかどうかの判定関数をリアルタイムに変化させることにより、刺激回数が、ある最大刺激数を超えないように調整する。最大刺激数は、全体の刺激にかかる時間がある値を超えないように設定される。特に刺激周波数が30Hz未満の(すなわち一周期が33msより大きい)場合前述のように生起感覚に強い不快感を生じるため、刺激周波数を30Hz以上に保つよう、最大刺激数の代表的な値としては $33\text{ms}/100\mu\text{s} = 330$ 点、通信等のオーバーヘッドを考慮して200点以下が妥当な値である。

[0053] 刺激判定関数をリアルタイムに変化させる機能を閾値自動調整機能と呼ぶ事にする。閾値自動調整機能を実装することにより、次の二つの効果をねらう。まず刺激総数を抑えることで、最低でも30Hzの刺激周波数を確保する。これによって第一の問題であった「30Hz以下の刺激による不快感」は低減される。次に、1点の刺激回数を増やすことで、従来の0/1表現だけでなく、中間階調表現を実装する。

[0054] 代表的な実装例としては、まず刺激点全体の走査周波数を30Hz(一周期33ms)に固定し、その間に各刺激点を0回～7回刺激することにより、30Hz～210Hzの刺激強度変化を表現する。このとき閾値自動調整機能で調整する機能は拡張され、刺激「点数」ではなく、刺激の総「回数」が最大刺激数を超えないよう調整される。

[0055] またこの場合、0～7の8段階の階調表現となるが、さらにその中間の表現も可能である。これは次のようなアルゴリズムで実現する。あるサイクル t に出したい階調が X_t (0.0～7.0の非整数)であるとする。 X_t を整数部 iX_t と小数部 dX_t に分ける。このサイクルでは iX_t 回だけ刺激し、小数部 dX_t を保存する。次のサイクルでは、出したい階調が X_{t+1} とすると、これに前回の余りを加える。こののち同様に整数部と小数部に分け、整数部の回数だけ刺激し、小数部を保存する。この繰り返しにより、中間階調を時間平均の形で出すことができる。以上のアルゴリズムにより、白黒2値ではなく、グレースケールでの2次元パターン提示が可能となる。

[0056] 閾値自動調整機能について詳述する。閾値自動調整機能と、それ以外の画像処理機能の関係を図15に示す。まずカメラ1からの画像データは画像処理部2Bにより処

理画像に変換される。画像処理としては、エッジ抽出、輪郭抽出、「角」抽出、色抽出、運動検出、パターン認識等が例示される。この変換されたデータに基づいて電極マトリクス3Aから電気刺激を行う。電気刺激を行う時に、閾値自動調整部2Cにおける閾値制御が行われる。

[0057] 閾値自動調整部2Cにおける閾値制御について説明する。以下は、刺激を行う／行わない、の2値でのみ表現する場合を考える。この場合、刺激を行うかどうかを判定する「刺激判定関数」が必要となる。例えば次のようなものである。

「あるデータが、閾値以上の大きさを持つ場合刺激する。そうでない場合刺激しない」

[数1]

$$N(i) = \begin{cases} 1 & (d(i) \geq threshold) \\ 0 & otherwise \end{cases}$$

ここでN(i)はI番目の点の刺激回数を示し、d(i)はデータ、thresholdは閾値を表す。

この時、一点ずつ走査によって刺激しているため、次の式で規定される「刺激の総回数」が多すぎると刺激の周波数が遅くなってしまう。

[数2]

$$\sum_{i=1}^M N(i)$$

ただし、N(i)は一周期におけるI番目の電極の刺激回数であり、Mは電極の総数である。ここではN(i)は0か1の値しか取らないため、刺激の総回数は刺激点数と同じ意味になる。このため、刺激点数を抑えるために、「刺激判定関数」内の閾値を変動させる必要がある。図15のようなシステムでは、カメラのリフレッシュレートは一定のため、一定時間間隔で新規画像が入力される。例えば30fpsのカメラでは、画像は33msごとに更新される。電気刺激はこの33msの間に走査を終えなければならないため、例えば1回の刺激に100 μ sかかる場合、330回しか刺激できない。これが許容される「最大刺激回数」である。実際には通信等のオーバーヘッドにより、もっと少ない値になる。

[0058] 刺激判定関数内での閾値調整には例えば次のようなアルゴリズムが考えられる。まず

ボリューム等、ユーザの入力によって閾値の初期値が設定される。もしこの初期値を用いた刺激判定関数で刺激点数が最大刺激回数を超えないときには閾値の変化はない。しかしもし刺激点数が最大刺激回数を超えたときには、刺激点数が最大刺激回数以下となるまで閾値を増加させていく。よく知られた2分岐法(Binary Tree Method)等によって、刺激点数が最大刺激回数以下となるための最小の閾値を高速に求めることが出来る。

- [0059] 一点に対して多数回の刺激を許し、白黒表現ではなくグレースケール表現を実現する場合、カメラから刺激電極に至るシステム構成は変わらず、カメラのリフレッシュレートも変わらない。例えば画像は33msごとに更新される。ある刺激点における刺激の強度は、この一周期33msの間にその点を何回刺激したかによって定義される。刺激判定関数はある1個以上のパラメータからなる元データの関数であり、各点の一周期中での刺激回数を規定する。最も簡単な例としては、例えば次のような物である。

[数3]

$$N(i) = \begin{cases} d(i) - threshold & (d(i) \geq threshold) \\ 0 & otherwise \end{cases}$$

前述のように許容される最大刺激回数は決まっているので、一周期中の「刺激の総回数」はこの最大刺激回数を超えないように刺激判定関数中のパラメータ(上の例では”threshold”)を調整する。

- [0060] まとめて、電気触覚提示装置は、画像を取得して取り込む画像取得部と、取得した画像を処理する画像処理部と、画像処理部によって得られた情報に基づいて触覚提示信号を生成する制御部と、触覚刺激を生成するアレイ電極と、各電極を電源、グランドに切替えるスイッチング回路を備えている。制御部は、さらに、電気刺激を行うかどうかの刺激判定手段(刺激判定関数により構成される)と、刺激判定手段における閾値を調整(制御)する閾値調整手段(閾値制御手段)を含んでいる。
- [0061] 閾値調整手段は、所定の一定時間間隔(一周期)における刺激回数が、所定の最大刺激数を超えないように、刺激判定関数(電気刺激を行うかどうかの判定関数)における閾値を変化させる。刺激総数を抑えることで、望ましい刺激周波数(例えば、少な

くとも30Hz以上)を確保することができる。

[0062] 1点の刺激回数を増やすことで、中間諧調表現を実現する。刺激点全体の走査周波数を所定周波数以上の値(例えば、30Hz以上)に固定し、その間に各刺激点を0回～7回刺激することにより、(走査周波数×0)Hz～(走査周波数×7)Hzの刺激強度変化を表現する。刺激の総回数が最大刺激数を超えないように刺激判定手段(刺激判定関数)の閾値を調整する。

[0063] [D-4]空間的な特徴抽出の高品位化

現在2次元パターンを提示する際、単純なラプラシアン演算子によるエッジ抽出により、パターンの空間的なエッジを強調する処理を行っている。これによって例えば3角形を提示したとき、3つの「辺」が抽出、刺激される。しかしこれでは不十分であり、より知覚を容易にするためには、さらにこの三角形の3つの「頂点」が強調されて刺激される必要がある(図10)。特に人工物の多い環境では、画像処理の代表的な手法である「ハフ変換」により直線、円、楕円を自動認識し、さらに認識された線の交点を計算することによって頂点位置を求めることが出来る。これを利用して頂点を認識、強く刺激することで高品位な感覚提示を行う。

[0064] また、特に2次元パターンが画像であった場合、特定色、特定輝度、特定時間変化の抽出は本システムで本質的に重要である。例えば視覚障害者用の視覚代行システムとして利用する場合、特定色、特定輝度、特定時間変動の抽出により、例えば信号機の色、および点滅を認識し、装着者に警告的に提示することが出来る。

[0065] さらに、特定パターンを認識、記憶し、刺激の種類変化で表現することにより、視覚に比べて空間的な解像度の低い触覚刺激で、視覚に匹敵する情報を提示する。特に重要なのは人間の顔認識モジュールの組み込みであり、これにより装着者は、自分の周囲に既知、あるいは未知の人物が居ることを認識する。

[0066] [D-5]時間変動に対する応答

時間的な変化(時間微分)のあった場所を強調して刺激する手法は、触覚受容器の一種であるMeissner小体の活動を模擬することにもなるため、一般的に提示される感覚の高品位化に繋がる(図11)。これ自体は従来研究でも実装されている。

[0067] 頭部にセンサを搭載し、額に電気刺激を行う今回のシステムで特徴的なのは、画像「

全体」の動きに対しては反応しない事が重要である点である。つまり画像全体の動きはオフセットとして除去し、画像中の一部の動きのみ抽出する。これは観察者自身の頭部回転運動によって頭部搭載カメラに必然的に生じる画像変化を無視し、あくまで外部環境で動く物体を強調することを意味する(図12)。

- [0068] 以上の頭部回転運動キャンセルを組み込んだとき、頭部を「並進運動」させたら何が生じるだろうか？この時、同様に画像全体の動きは補償されるので、結局のところ運動視差(視点の移動による立体物の「見え」の違い)によって、近い距離にあるものだけが抽出されるようになる。つまり、これをうまく利用することにより、頭部並進移動による奥行き検出を体得する可能性が極めて高い。
- [0069] 以上のように時間差分は有用である。しかし各画素がどれだけ移動したか、という計算は画像処理の中で最も計算量の多い「相関計算」に当たる。この相関計算の負荷を抑えるためには、頭部回転による画像「全体」の流れベクトルを別手段で計測し、あらかじめその情報によって全体の動きを差し引いておき、相関計算に用いる積分窓のサイズ(＝想定される移動速度に比例)を極端に小さくする必要がある。これにより計算量を極端に減らすことができる。単純に差分だけを用いて「移動した／しない」の2値で出力すれば相関計算そのものが不要となる(図14)。頭部運動を計測する回転加速度センサを内蔵し、この情報を用いて補償する方法が考えられる。また、移動量抽出機能の付いた人工網膜素子を利用することが考えられる。
- [0070] 好ましい態様では、画像処理部によって、以下のような画像処理を行う。画像処理部によって行う画像処理は以下のものに限定されず、一般に画像処理分野で行われているいかなる画像処理が含まれ得る。
- (1)空間的なエッジ抽出、特に辺、頂点を検出することによる刺激の高品位化を図る。
 - (2)特定色抽出を行うことによる刺激の高品位化を図る。
 - (3)特定輝度抽出による刺激の高品位化を図る。
 - (4)特定時間変化パターン抽出による刺激の高品位化を図る。
 - (5)特定画像、特に人の顔の認識、抽出による刺激の高品位化を図る。
 - (6)時間的な動きを検出することによる刺激の高品位化を図る。

(7)画像全体の動きをオフセットとして除去することによる、頭部回転運動による画像変動の効果を除去する。1つの態様では、頭部回転運動による画像変動の効果を除去するため、回転角速度センサを用いる。他の態様では、運動検出機能を持つ人工網膜チップを用いる。

(8)さらなる態様では、画像全体の動きをオフセットとして除去した後に残った時間的な変動を強調表示することにより、頭部並進運動による運動視差を強調し、奥行き手がかりとする。

[0071] [E]センサとして画像センサを用いる際の画像情報取得手法

[E-1]画像取得に広角レンズを用いた際の提示手法

視野が狭い。このため装着者は自分の全周囲の環境情報を得るために頭部を頻繁に動かす必要がある。さらにカメラの視野が狭いことにより、頭部の移動に対して提示される刺激パターンの変動が激しく、不快感を生じていた。さらに本システムを装着した視覚障害者と健常者の対面コミュニケーションの場面を想定した場合、対面コミュニケーションでは互いが同程度の視野を持っていることを無意識のうちに仮定するため、健常者側が視覚障害者側と上手くコミュニケーションを取りづらいという問題がある。

[0072] 広角レンズ、例えば魚眼レンズを使う事により、健常者の視野(眼球を動かさない場合に約180度)に近い視野を確保する。カメラの視野が広がれば、刺激の空間解像度は下がるが、その問題に対しては、画面の端を圧縮し、中央付近を高解像度で提示することで対処する。

[0073] [E-2]焦点調整・複眼カメラ・光到達時間計測による奥行き検出と提示

画像取得の際、奥行き情報を検出することにより装着者に提示する情報を絞り込むことが出来る。例えば装着者から数mまでの物体だけを提示の対象とすることで、遠くにある物体、例えば建造物等による刺激を防止することができる。装着者にとっての安全性という面からもこの手法は望ましく、これまでに提案された多くの視覚-触覚変換装置も奥行きのセンシングができることを前提としてきた。しかし従来の提案で奥行き情報取得を現実の使用に耐えるレベルで実装できたものはない。

[0074] ここで我々の用途の特殊性を確認する必要がある。計測精度は重要ではない。数m

程度の範囲内の物体を、0.5m程度の精度で計測できれば良いと思われる。このことから次の二つの簡便な手法が候補となる。

- [0075] 第一にレンズのフォーカスを用いるもので、一般的にはレンズ焦点法と呼ばれる。レンズによってある奥行き以外をぼかすことができる。我々のシステムは最終的に画像からエッジ抽出をして刺激に変換するのだから、取得画像の段階で不要な距離の画像がぼけるというのは、システムにとって大変相性の良い手法といえる。
- [0076] 第二にカメラから照明光を投射し、反射光の明るさそのものを奥行き情報とするという単純な手法である。照明対象表面の光学的特性に左右される問題はあるものの、極めて簡便に大まかな奥行きが得られるメリットは大きい。
- [0077] これ以外にも既に多く用いられている奥行き検出手法のいずれも、距離に依存した感覚提示の為に用いることが出来る。代表的な例としては第一に2つ以上のカメラを用いた立体視計測であり、もう一つは光到達時間(TOF:Time Of Flight)を用いた計測である。特に多眼カメラを用いた場合、視野の拡大という前述の目的も同時に達成されることになる。この場合、立体視による奥行き検出が出来るのは各カメラの視野が重なっている領域のみであるが、人間も2つの目で全く同じ事を行っており、2眼の視野の重畳する中心視野付近のみの立体視で支障なく生活できているため、問題ないものと思われる。
- [0078] 以上は光学的な画像取得に基づいた奥行き検出であるが、超音波を用いた奥行き検出を用いることも出来る。特に現在、単一または多数の音源と多数の小型マイクロフォンマトリクスを用い、対象からの反射波を解析することで空間を三次元的に把握する奥行き検出装置の小型化が著しく、携帯可能となりつつある。超音波に基づく奥行き検出は光に基づく奥行き検出に比べ空間的な解像度は低くなる。現在のところ光学的な画像ベースでは数百×数百点の奥行きデータが得られるが、超音波では数十×数十程度の奥行きデータしか得られない。しかし我々のシステムでは最終的な触覚提示点数が少ないため、超音波に基づく奥行き検出でも十分である。また超音波を用いた場合、暗闇でも使えるという利点がある。
- [0079] 最終的に距離に依存した感覚提示を行う。例えば距離が近いほど強い刺激を提示する。あるいは距離に応じて刺激による生起感覚の質を変化させる。

[0080] まとめると、画像取得部のレンズに広角レンズを用いることで、健常者と同等の視野を確保することができる。カメラの視野が広がることによる刺激の空間解像度の低下については、画面の端を圧縮し、中央付近を高解像度で提示することで対処する。カメラのピント調整による奥行き計測とそれに基づいた奥行き依存提示を行っても良い。装着者から数m程度の近距離まで焦点の合う固定焦点レンズを用い、装着者近傍の物体のみ感覚提示対象とすることによりシステムの簡便化を図っても良い。複数のカメラを用いた奥行き計測の組み込みとそれに基づいた奥行き依存提示を行っても良い。複数のカメラを用いて視野を広げてもよい。光到達速度計測の原理を用いた奥行き計測の組み込みとそれに基づいた奥行き依存提示を行っても良い。

産業上の利用可能性

[0081] 本発明は、額装着用電気触覚ディスプレイ、より具体的には、携帯型視覚代行装具に適用することができる。

図面の簡単な説明

[0082] [図1]額電気刺激システム図である。

[図2]電極基板とスイッチング回路、シリアル通信回路の一体化を示す図である。

[図2A]電極と皮膚との間に導電性ゲルを設けた場合の電気刺激を説明する図である。

[図3]フレキシブル基板を用いた電極基板を示す図である。

[図4]切れ込みを備えたフレキシブル基板を示す図である。

[図5]図4において区画された各領域の回路要素を示す図である。一つの領域ごとにスイッチング回路および通信回路が存在し、領域間の通信によりデータをやりとりする。

[図6]帯状フレキシブル基板に刺激電極を並べる構成を示す図である。(A)電気刺激提示部の要部の平面図、(B)は同断面図、(C)は電気刺激提示部全体を示す断面図である。

[図7]電極基板と回路基板を一体化する構成を示す図である。

[図8]異方導電性を持つ弾性層を電極基板とゲル層の間に挟んだ状態を示す図である。

[図9]電流ミラー回路部を示す図である。

[図10]エッジ抽出を示す図である。単純なエッジ抽出演算による「辺」の抽出、よりよく認識を補助するための「角」の抽出を示す。

[図11]画像の時間差分抽出による時間的な変化の検出を示す図である。動いているものを強調して刺激する。

[図12]頭部回転運動による画像全体の動きを示す図である。これはオフセットとして除去する対象である。

[図13]運動視差による「見え」の変化を示す図である。左図では左から、中央図では右から観察している。頭部並進運動時の画像差分は対象との距離が近いほど大きくなる。

[図14]画像の時間差分抽出を説明する図である。頭部回転運動計測による画像補正を用い、回転運動による画像変化を補償し、それ以外の要因による画像変化のみを抽出する。

[図15]閾値自動調整機能と画像処理機能との関係を示す図である。

請求の範囲

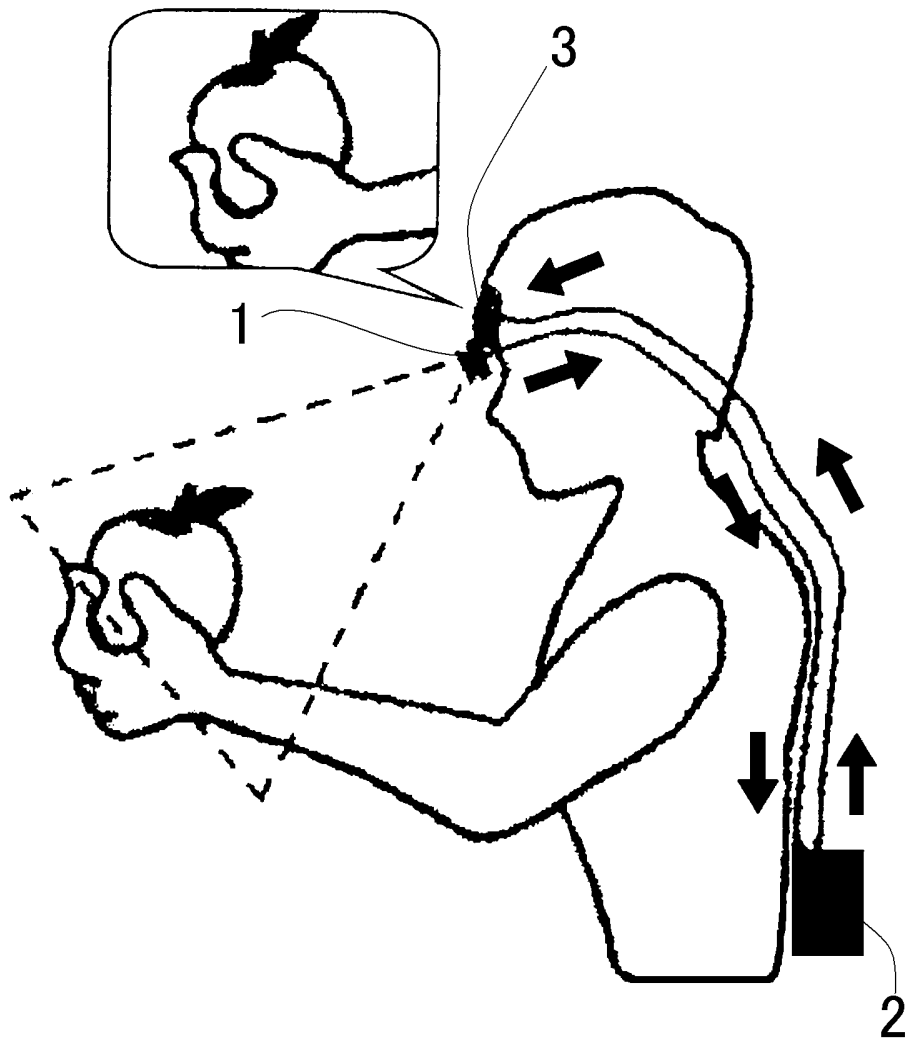
- [1] 複数の刺激電極を備えた電極基板と、
前記刺激電極と装着者の皮膚との間に位置して設けた導電性ゲル層と、
前記刺激電極に電氣的に接続されたスイッチング回路部と、
前記スイッチング回路部に電氣的に接続された刺激パターン生成部と、
前記刺激電極により装着者において生起される生起感覚の緩和手段と、
を備えた、電気触覚ディスプレイ。
- [2] 前記電気触覚ディスプレイは、額装着用電気触覚ディスプレイである、請求項1に記載の電気触覚ディスプレイ。
- [3] 前記生起感覚の緩和手段は、前記導電性ゲル層から構成されており、
前記導電性ゲル層は、皮膚角質と同等の抵抗値を有する、請求項1, 2いずれかに記載の電気触覚ディスプレイ。
- [4] 前記導電性ゲル層の厚みは、0.3～2.0mmである、請求項3に記載の電気触覚ディスプレイ。
- [5] 前記導電性ゲル層の厚みは、0.5～1.0mmである、請求項4に記載の電気触覚ディスプレイ。
- [6] 前記電気触覚ディスプレイは、刺激判定関数の閾値に基づいて電気刺激を行うか否かを判定する刺激判定手段と、刺激判定手段における閾値を調整する閾値調整手段とを含んでおり、
前記生起感覚の緩和手段は、前記刺激判定手段及び前記閾値調整手段から構成されており、前記閾値調整手段は、所定の一定時間間隔における刺激回数が、所定の最大刺激数を超えないように、閾値を変化させる、請求項1乃至5いずれかに記載の電気触覚ディスプレイ。
- [7] 所定の一定時間間隔における刺激総回数を抑えることで、少なくとも30Hz以上の刺激周波数を確保する、請求項6に記載の電気触覚ディスプレイ。
- [8] 所定の一定時間間隔における1点の刺激回数を増やすことで、中間諧調表現を実現する、請求項6, 7いずれかに記載の電気触覚ディスプレイ。
- [9] 前記電極基板と、前記導電性ゲル層と、前記スイッチング回路部と、から電気刺激

- 提示部が構成されている、請求項1乃至8いずれかに記載の電気触覚ディスプレイ。
- [10] 前記電極基板はフレキシブル基板である、請求項9に記載の電気触覚ディスプレイ。
- [11] 前記フレキシブル基板には、少なくとも1つの切れ込みが形成してある、請求項10に記載の電気触覚ディスプレイ。
- [12] 前記フレキシブル基板には、端縁を残すようにして経緯方向に複数の切り込みを形成することで複数の領域に区画し、各領域には所定数の電極が設けてある、請求項11に記載の電気触覚ディスプレイ。
- [13] 前記各領域に対して一組のスイッチング回路及び通信回路を設け、前記端縁に各通信回路同士の通信配線を設けた、請求項12に記載の電気触覚ディスプレイ。
- [14] 前記フレキシブル基板は、電気刺激提示部の長手方向に延出する複数の帯状領域を有しており、各帯状領域には所定数の電極が設けてある、請求項11に記載の電気触覚ディスプレイ。
- [15] 前記電気刺激提示部は、前記電極基板の表面側あるいは／および裏面側に位置して1つ以上の弾性体層を備えている、請求項9乃至13いずれかに記載の電気触覚ディスプレイ。
- [16] 前記弾性体層は、前記電極基板の表面側に設けられた異方性導電性弾性層である、請求項15に記載の電気触覚ディスプレイ。
- [17] 前記スイッチング回路部は、前記フレキシブル基板に設けてある、請求項10乃至14いずれかに記載の電気触覚ディスプレイ。
- [18] 前記電気刺激提示部は、前記フレキシブル基板とは独立した回路基板を備えており、前記スイッチング回路部は、当該回路基板に設けてある、請求項10乃至14いずれかに記載の電気触覚ディスプレイ。
- [19] 前記電気触覚ディスプレイは、刺激電圧を測定する手段と、電源電圧調整手段と、を有し、電源電圧調整手段により、電源電圧を、測定された刺激電圧よりも所定V高めの電圧に設定する、請求項1乃至18いずれかに記載の電気触覚ディスプレイ。
- [20] 前記電気触覚ディスプレイは額装着用電気触覚ディスプレイであり、前記ディスプレイは時間的な変化があった場所を強調して刺激する手段を有し、

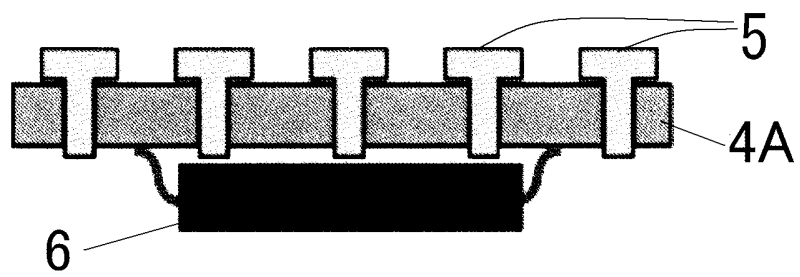
前記手段は、装着者の運動に起因する画像変化をキャンセルし、外部環境で動く物体を強調する、請求項1乃至19いずれかに記載の電気触覚ディスプレイ。

- [21] 前記電気触覚ディスプレイは、奥行き検出手段を有し、距離に依存した感覚提示を提供する、請求項1乃至20いずれかに記載の電気触覚ディスプレイ。

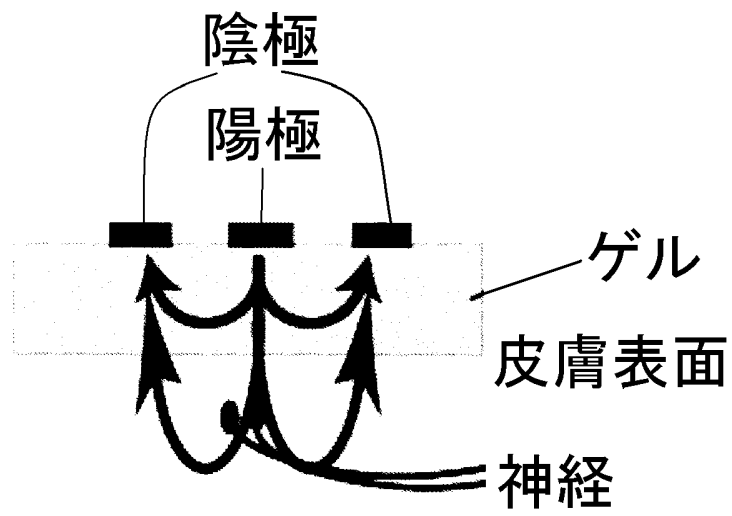
[図1]



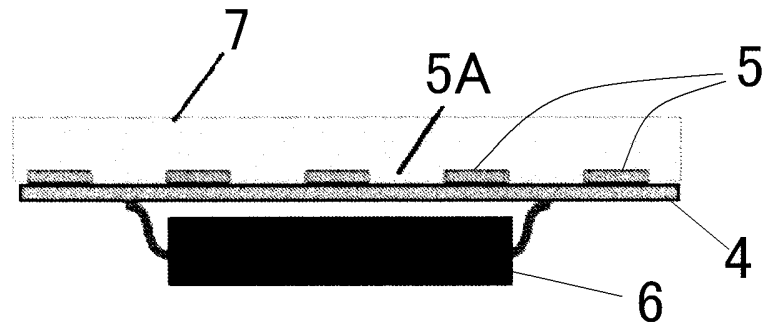
[図2]



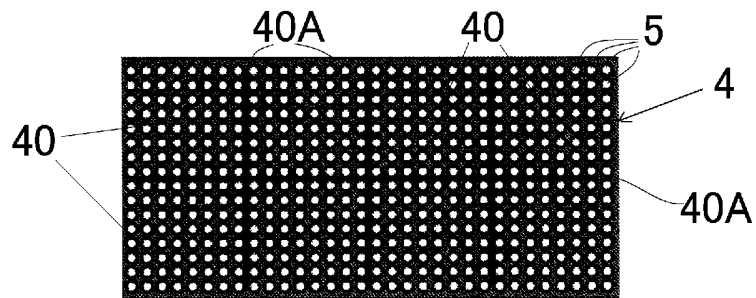
[図2A]



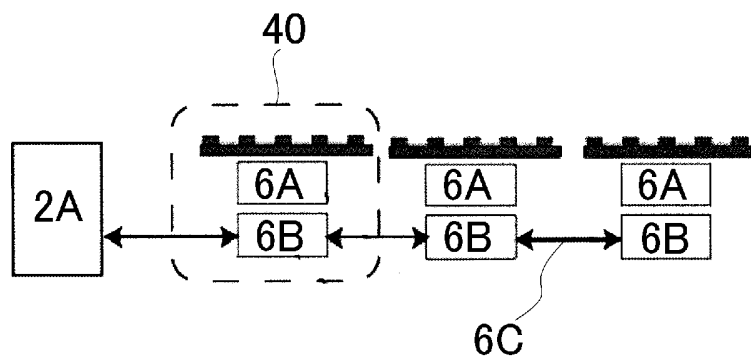
[図3]



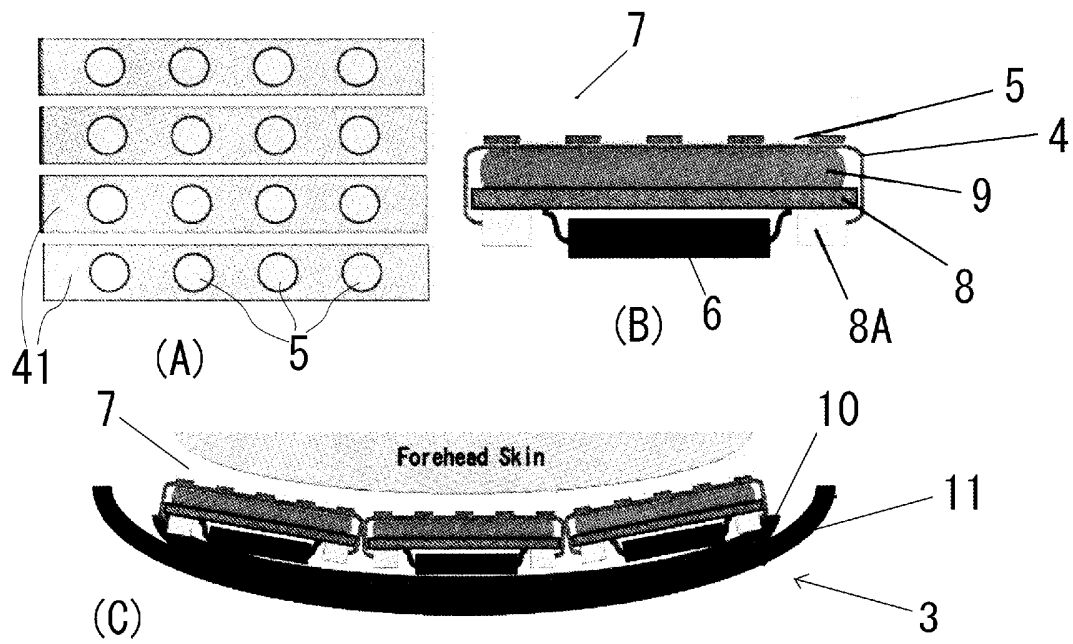
[図4]



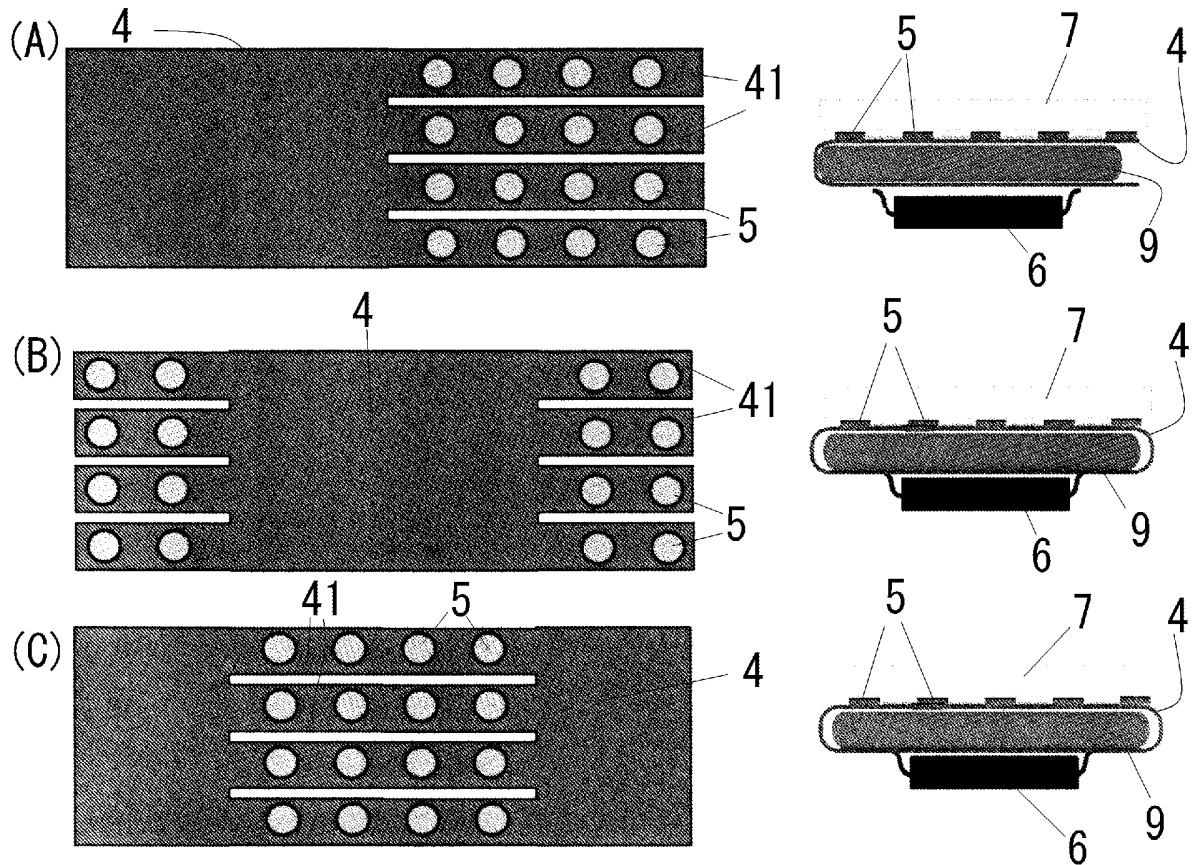
[図5]



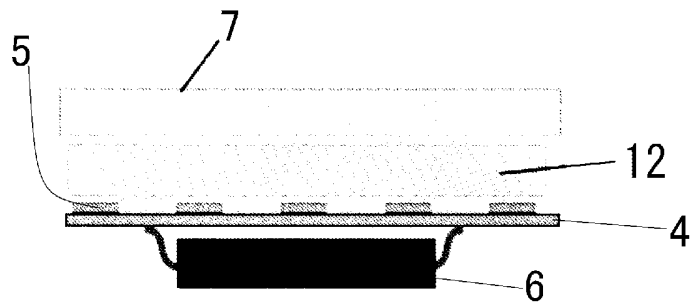
[図6]



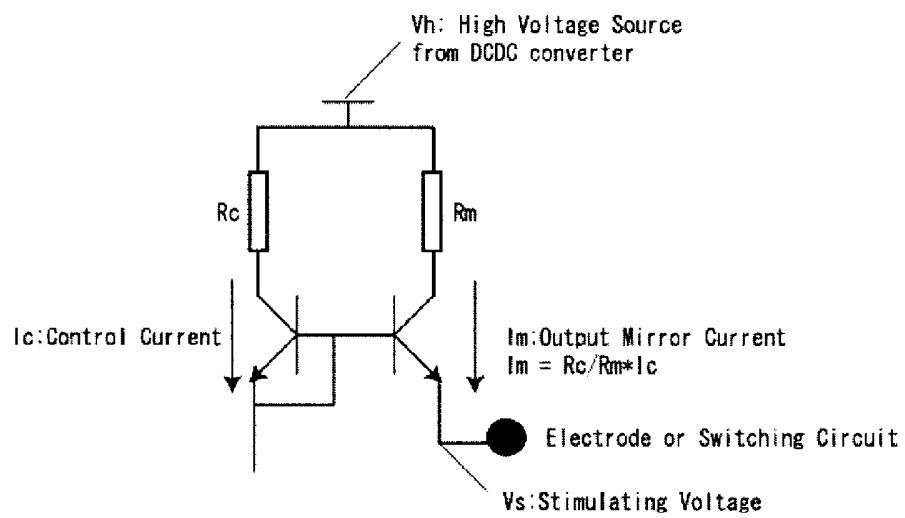
[図7]



[図8]



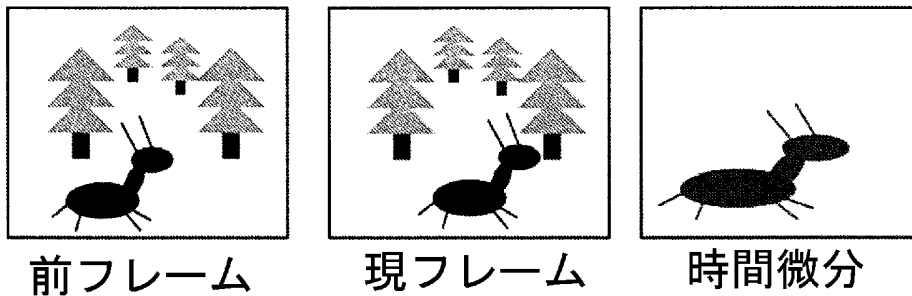
[図9]



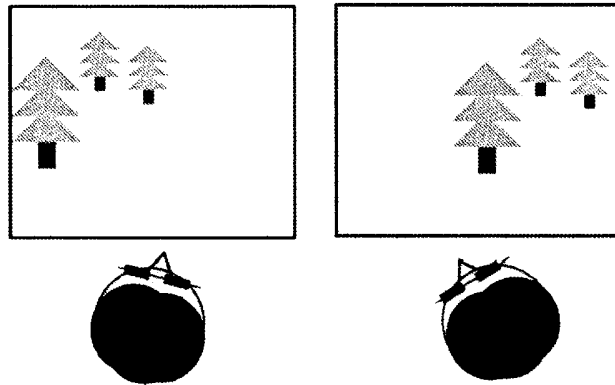
[図10]



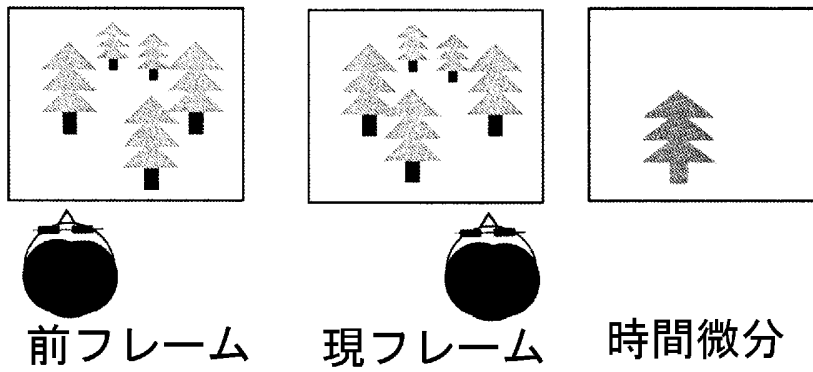
[図11]



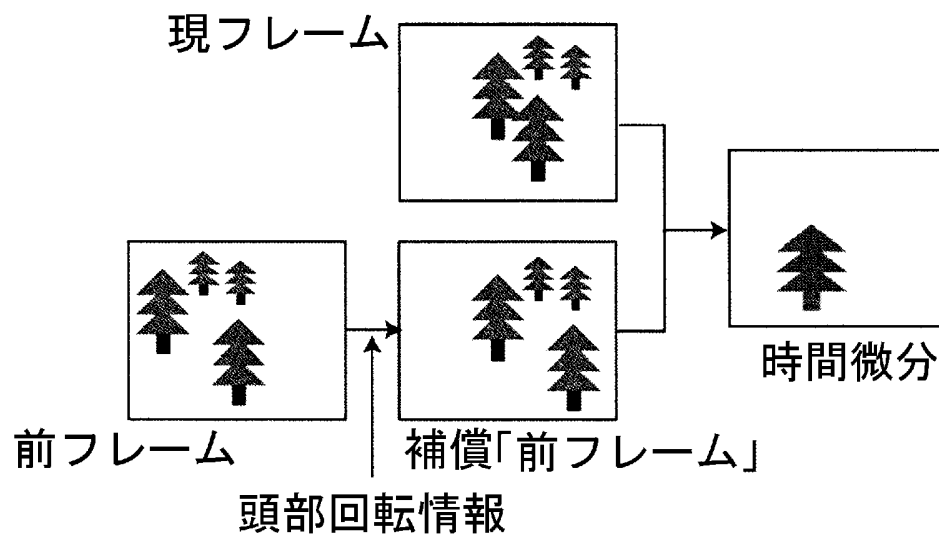
[図12]



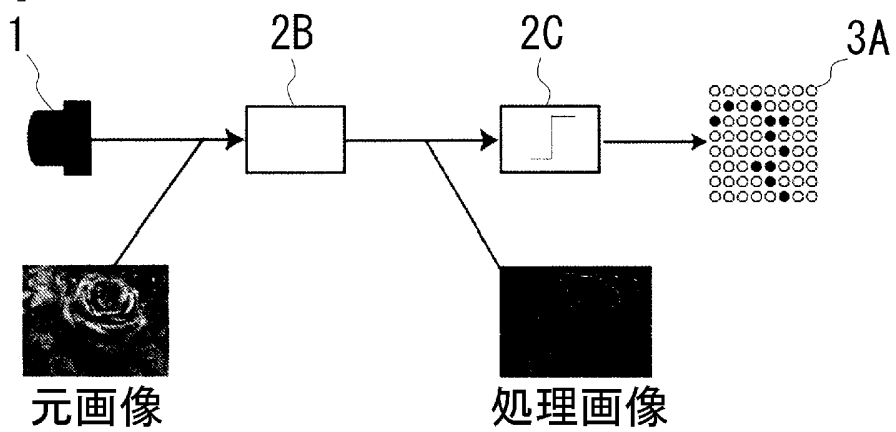
[図13]



[図14]



[図15]



A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. G09B21/00 (2006. 01) i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. G09B21/00, G09B21/04

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 0 7 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 0 7 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 0 7 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y A	昆陽雅司, 外 4 名, 高分子ゲルアクチュエータを用いた布の手触り 感覚を呈示する触感ディスプレイ, 日本バーチャルリアリティ学会 論文, 第 6 巻 第 4 号, 2 0 0 1. 1 2. 3 1, 【ISSN】1344-011X , p. 3 2 3 ~ 3 2 8	1, 2, 9, 20, 21 3-8, 10-19
Y A	J P 2 0 0 6 - 0 7 8 4 2 9 A (国立大学法人名古屋大学) 2 0 0 6. 0 3. 2 3、段落【0 0 0 5】、【0 0 0 6】、【0 0 1 1】、 図 1, 2、2 3、2 4 (ファミリーなし)	1, 2, 9, 20, 21 3-8, 10-19

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

2 7. 0 2. 2 0 0 7

国際調査報告の発送日

0 6. 0 3. 2 0 0 7

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号

特許庁審査官（権限のある職員）

松川 直樹

2 T

8 8 0 4

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 6 6

- (51) **Int. Cl.**
G08B 6/00 (2006.01)
A61F 4/00 (2006.01)
A61F 9/08 (2006.01)
A61B 5/11 (2006.01)
G02B 27/01 (2006.01)
A61B 3/113 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)
- (52) **U.S. Cl.**
CPC **G06F 3/012** (2013.01); **G09B 21/001**
(2013.01); **G02B 27/017** (2013.01); **G09B**
21/004 (2013.01); **G08B 6/00** (2013.01); **G09B**
21/007 (2013.01); **G06F 3/011** (2013.01);
G06F 3/016 (2013.01); **A61F 4/00** (2013.01);
A61G 2203/18 (2013.01); **A61B 3/113**
(2013.01); **G09B 21/00** (2013.01); **A61B 8/00**
(2013.01); **G09B 21/008** (2013.01); **A61F 9/08**
(2013.01); **A61H 2201/1604** (2013.01); **A61H**
2201/165 (2013.01)
USPC **434/114**; 340/4.11; 340/4.12; 341/21;
348/62; 382/114; 434/113; 623/4.1; 704/271
- (56) **References Cited**

U.S. PATENT DOCUMENTS

3,766,311 A * 10/1973 Boll 348/62
4,112,596 A * 9/1978 Fletcher et al. 600/590
4,287,895 A * 9/1981 Hori 600/590
4,520,501 A * 5/1985 DuBrucq 704/271
4,697,601 A * 10/1987 Durkee et al. 600/590
4,980,917 A * 12/1990 Hutchins 704/254

5,212,476 A * 5/1993 Maloney 340/4.11
5,649,061 A * 7/1997 Smyth 706/16
5,689,246 A * 11/1997 Dordick et al. 341/21
5,794,203 A * 8/1998 Kehoe 704/271
5,853,005 A * 12/1998 Scanlon 600/459
5,878,154 A * 3/1999 Schimmelpfennig 382/114
6,343,269 B1 * 1/2002 Harada et al. 704/243
6,430,450 B1 8/2002 Bach-y-Rita et al.
6,707,236 B2 * 3/2004 Pelrine et al. 310/311
6,712,613 B2 * 3/2004 Depta 434/114
7,333,020 B2 * 2/2008 Cohen et al. 340/573.1
7,629,897 B2 * 12/2009 Koljonen 340/4.13
8,044,766 B2 * 10/2011 Ghovanloo et al. 340/4.11
8,068,644 B2 * 11/2011 Tkacik 382/114
8,140,143 B2 * 3/2012 Picard et al. 600/382
8,547,341 B2 * 10/2013 Takashima et al. 340/407.2
2007/0016425 A1 * 1/2007 Ward 704/271
2007/0211947 A1 * 9/2007 Tkacik 382/232
2008/0188777 A1 * 8/2008 Bedziouk et al. 600/595
2012/0016472 A1 * 1/2012 Chen et al. 623/4.1

FOREIGN PATENT DOCUMENTS

JP 2002-65866 3/2002
JP 2002-328596 11/2002
JP 2006-78429 3/2006
WO 01/38958 5/2001

OTHER PUBLICATIONS

Konyo, M., et al., "Tactile Feeling Display for Touch of cloth Using soft High Polymer Gel Actuators," TVRSJ vol. 6, No. 4, pp. 323-328 (2001).

* cited by examiner



(11) **EP 1 970 877 A1**

(12) **EUROPEAN PATENT APPLICATION**
published in accordance with Art. 158(3) EPC

(43) Date of publication:
17.09.2008 Bulletin 2008/38

(51) Int Cl.:
G09B 21/00 (2006.01)

(21) Application number: **06834194.0**

(86) International application number:
PCT/JP2006/324439

(22) Date of filing: **07.12.2006**

(87) International publication number:
WO 2007/066717 (14.06.2007 Gazette 2007/24)

(84) Designated Contracting States:
**AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR
HU IE IS IT LI LT LU LV MC NL PL PT RO SE SI
SK TR**

(30) Priority: **08.12.2005 US 748811 P**

(71) Applicants:
• **The University of Tokyo**
Bunkyo-Ku,
Tokyo 113-8654 (JP)
• **EyePlusPlus, Inc.**
Tokyo 113-0033 (JP)

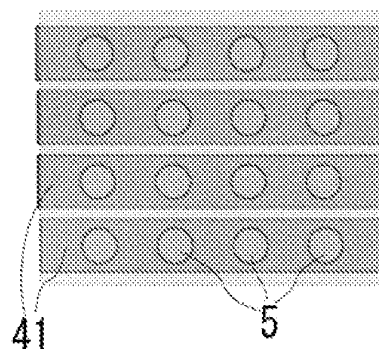
(72) Inventors:
• **TACHI, Susumu**
Tokyo 113-8654 (JP)
• **KAJIMOTO, Hiroyuki**
Tokyo 113-8654 (JP)
• **KANNO, Yonezo**
Chiba 284-0023 (JP)

(74) Representative: **Reitsstötter - Kinzebach**
Patentanwälte
Sternwartstrasse 4
81679 München (DE)

(54) **ELECTRIC TACTILE DISPLAY**

(57) An electro-tactile display includes an electrode substrate provided with a plurality of stimulation electrodes, a conductive gel layer positioned between the stimulation electrodes and the skin of a wearer, a switching circuit section electrically connected to the stimulation electrodes, a stimulation pattern generating section electrically connected to the switching circuit, and means for alleviating a sensation experienced by the wearer as a result of the stimulation electrodes. In one aspect, the means for alleviating a sensation is configured from the conductive gel layer. The conductive gel layer has a resistance value equivalent to that of the horny layer of the skin. In another aspect, the means for alleviating a sensation is configured from the stimulation determination means and the threshold value adjustment means.

FIG.6A



क्रमांक : 044 025146
Sl. No. :



सत्यमेव जयते



INTELLECTUAL
PROPERTY INDIA
PATENTS | DESIGNS | TRADE MARKS
GEOGRAPHICAL INDICATIONS



भारत सरकार
GOVERNMENT OF INDIA
पेटेंट कार्यालय
THE PATENT OFFICE
पेटेंट प्रमाणपत्र
Patent Certificate
(Rule 74 of Patents Rules)

Patent Number : 282717
Application Number : 3462/CHENP/2008
Date of Filing : 07/12/2006
Patentee : THE UNIVERSITY OF TOKYO; EyePlusPlus, Inc.

It is hereby certified that a patent has been granted to the patentee for an invention entitled "ELECTRO-TACTILE DISPLAY" as disclosed in the above mentioned application for the term of 20 years from the 7 day of DECEMBER 2006 in accordance with the provisions of the Patents Act, 1970.

A. A. S. S.

Controller of Patents

Date of Grant: 24/04/2017

OK Singh

Controller General of Patents,
Designs & Trademarks

Note: The fees for renewal of this patent, if it is to be maintained will fall/has fallen due on 7 day of DECEMBER 2008 and on the same day in every year thereafter.

NOTICE

The renewal fees payable to keep a patent in force under Section 53 of the Patents Act, 1970 (39 of 1970) are as follows:

Before expiration of	In respect of	Fees in Rs./Year for natural person (S)	Fees in Rs./Year for other than Natural person (s) either along or jointly with natural person (s)
" 2nd year " 3rd year " 4th year " 5th year	" 3rd year " 4th year " 5th year " 6th year	Rs. 500/-	Rs. 2,000/-
" 6th year " 7th year " 8th year " 9th year	" 7th year " 8th year " 9th year " 10th year		
" 10th year " 11th year " 12th year " 13th year " 14th year	" 11th year " 12th year " 13th year " 14th year " 15th year		
" 15th year " 16th year " 17th year " 18th year " 19th year	" 16th year " 17th year " 18th year " 19th year " 20th year		
		Rs. 1,500/-	Rs. 6,000/-
		Rs. 3,000/-	Rs. 12,000/-
		Rs. 5,000/-	Rs. 20,000/-

(i) The above Schedual of renewal fees come into forch on 01/01/2005.

(ii) The fees for two or more years may be paid in advabce.

(1)

When tendering the renewal fee full particulars regarding the number and date of the patent and the name of grantee should be given.

(2)

If the renewal fee is not paid within the prescribed time , an extension of time upto 6 months can be obtained on payment of additional fee Rs. 300/- for natural person(s) and Rs. 1,200/- for other than natural person(S) either along or jointly with natural person(s) per month.

Request for extension of time should be made on Form 4.

(3)

Deeds of assignments of patents and other documents affecting the proprietorship of patents such as licences, mortgages, etc. should be entered in the Register of Patents as otherwise the rights or interests created by such documents may not be recognised.

(4)

It is obligatory on the part of the patentee to supply information under Section 146 (2) read Rules 131(1) & 131(2), failure of which will attract the penalty provisions under the Patents Act 1970. You are therefore requested to file the said information within the prescribed time every year.

(5)

For further details, The Patents Rules, 2003 may be referred to.

The Patents Act, 1970

Section 14

In the matter of the Patents Act, 1970
as amended by the Patents (Amendment) Act, 2005

In the matter of the Patents Rules, 2003
as amended by the Patents (Amendment) Rules, 2006

and

In the matter of Patent Application No.
3462/CHENP/2008 filed on 04/07/2008

THE UNIVERSITY OF TOKYO; EyePlusPlus, Inc. --- Applicant

In view of the outstanding objections, a hearing was offered on 24/04/2017 at 12:00 PM.

The Agents have re-filed their arguments vide their letter dated 06/04/2017 in response to the objections issued in the hearing notice no. E-13894 dated 28/02/2017 as per the discussion held on 30/03/2017 with the undersigned.

The Applicants re-filed their amendments on 06/04/2017 in view of the objections issued in the hearing notice. Therefore, it is my considered view that the objection of the hearing notice is rendered moot.

As there is no other requirement of the Act, that I am satisfied of not being complied by this application, I am allowing this application to proceed to grant.

Dated this 24th day of April 2017.

(A.AMBIGAAPATHY)

ASST. CONTROLLER OF PATENTS & DESIGNS

Notes on the filing of annual statement of commercial working of an Indian Patent

It is obligatory for a patentee (and for a licensee, if applicable) to file a statement of commercial working for each granted patent by 31st March every year to inform the Patent Office of the extent of working that has occurred during the preceding year.

A statement of working is required to be filed for a patent not only when the patent is being worked in India, but also when the patent is not being worked in India.

Failure to file a statement (as to whether a patent has been worked or not) within the specified period (within three months from the end of the calendar year) attracts a fine, which may extend upto INR one million (approximately US \$ 22,000). Filing a false statement knowingly shall in addition, be punishable with imprisonment, which may extend upto six months.

The information required for filing a statement of working are as follows:-

- a) full name and address of the patentee/licensee in whose name the said statement should be filed.
- b) the serial number of the patent.
- c) information as to whether the patent has been commercially worked in India or not.
- d) if the patent has been worked in India, then the quantum and value of the patented product.
- e) whether the patented product is being manufactured in India or it is imported to India.
- f) if the patented product is manufactured in India, then the name of the manufacturer in India.
- g) if the patented product is imported into India, then the name of the country from where it is imported.
- h) Whether any licence or sub-licence has been granted in respect of the patent.



US008920174B2

(12) **United States Patent**
Tachi et al.

(10) **Patent No.:** **US 8,920,174 B2**
(45) **Date of Patent:** **Dec. 30, 2014**

(54) **ELECTRIC TACTILE DISPLAY**

USPC 434/113, 114; 340/4.11, 4.12; 341/21;
348/62; 382/114; 356/357; 623/4.1;
704/271

(75) Inventors: **Susumu Tachi**, Tokyo (JP); **Hiroyuki Kajimoto**, Tokyo (JP); **Yonezo Kanno**, Yotsukaido (JP)

See application file for complete search history.

(73) Assignees: **The University of Tokyo**, Tokyo (JP);
Eye Plus Plus, Inc., Tokyo (JP)

(56) **References Cited**

U.S. PATENT DOCUMENTS

(*) Notice: Subject to any disclaimer, the term of this patent is extended or adjusted under 35 U.S.C. 154(b) by 1813 days.

3,349,489 A * 10/1967 Shackelford et al. 433/32
3,752,929 A * 8/1973 Fletcher 704/231

(Continued)

(21) Appl. No.: **12/096,447**

(22) PCT Filed: **Dec. 7, 2006**

FOREIGN PATENT DOCUMENTS

(86) PCT No.: **PCT/JP2006/324439**

JP 2001-285679 10/2001
JP 2002-65721 3/2002

§ 371 (c)(1),

(2), (4) Date: **Mar. 2, 2010**

(Continued)

(87) PCT Pub. No.: **WO2007/066717**

OTHER PUBLICATIONS

PCT Pub. Date: **Jun. 14, 2007**

Electrotactile and Vibrotactile Displays for Sensory Substitution Systems, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 38, No. 1, Jan. 1991.*

(65) **Prior Publication Data**

US 2010/0151426 A1 Jun. 17, 2010

(Continued)

Related U.S. Application Data

Primary Examiner — Nikolai A Gishnock

(60) Provisional application No. 60/748,811, filed on Dec. 8, 2005.

(74) *Attorney, Agent, or Firm* — Ladas & Parry, LLP

(51) **Int. Cl.**

G09B 21/00 (2006.01)

G06F 3/01 (2006.01)

(57)

ABSTRACT

(Continued)

(52) **U.S. Cl.**

CPC **G09B 21/003** (2013.01); **G09B 21/006** (2013.01); **A61B 5/11** (2013.01);

An electro-tactile display includes an electrode substrate provided with a plurality of stimulation electrodes, a conductive gel layer positioned between the stimulation electrodes and the skin of a wearer, a switching circuit section electrically connected to the stimulation electrodes, a stimulation pattern generating section electrically connected to the switching circuit, and means for alleviating a sensation experienced by the wearer as a result of the stimulation electrodes. In one aspect, the means for alleviating a sensation is configured from the conductive gel layer. The conductive gel layer has a resistance value equivalent to that of the horny layer of the skin. In another aspect, the means for alleviating a sensation is configured from the stimulation determination means and the threshold value adjustment means.

(Continued)

(58) **Field of Classification Search**

CPC G09B 21/00; G09B 21/001; G09B 21/003; G09B 21/004; G09B 21/006–21/008; A61F 4/00; A61F 9/08; A61G 2203/18; G06F 3/011; G06F 3/012; G06F 3/016; A61B 3/113; A61B 5/11; A61B 8/00; G02B 27/017; G08B 6/00

19 Claims, 7 Drawing Sheets

