

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4101069号

(P4101069)

(45) 発行日 平成20年6月11日(2008.6.11)

(24) 登録日 平成20年3月28日(2008.3.28)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B	5/16	(2006.01)	A 6 1 B	5/16	
A 6 1 B	5/01	(2006.01)	A 6 1 B	5/00	1 0 1 E
A 6 1 B	5/0402	(2006.01)	A 6 1 B	5/04	3 1 O M
A 6 1 B	5/026	(2006.01)	A 6 1 B	5/02	3 4 O D
A 6 1 B	5/0245	(2006.01)	A 6 1 B	5/02	3 2 1 D

請求項の数 21 (全 18 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2003-14133 (P2003-14133)
 (22) 出願日 平成15年1月23日(2003.1.23)
 (65) 公開番号 特開2004-474 (P2004-474A)
 (43) 公開日 平成16年1月8日(2004.1.8)
 審査請求日 平成17年5月11日(2005.5.11)
 (31) 優先権主張番号 2002-003868
 (32) 優先日 平成14年1月23日(2002.1.23)
 (33) 優先権主張国 韓国(KR)

(73) 特許権者 390019839
 三星電子株式会社
 SAMSUNG ELECTRONICS
 CO., LTD.
 大韓民国京畿道水原市靈通区梅灘洞416
 416, Maetan-dong, Yeongtong-gu, Suwon-si,
 Gyeonggi-do 442-742
 (KR)

(74) 代理人 100070150

弁理士 伊東 忠彦

(72) 発明者 金 ▲きょん▼ 煥

大韓民国 京畿道 城南市 盆唐区 亭子
 洞 198番地 ジョンドンマウル 宇成
 アパート 616棟 702号

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生理信号の短時間モニタリングを通じたユーザ情緒認識装置及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ユーザの身体に着用されて少なくとも一つ以上の生体信号を取得し、取得された前記生体信号を無線伝送する生体信号取得装置と、

前記生体信号取得装置から送られてきた前記生体信号を短時間モニタリングして前記ユーザの情緒状態を認識する情緒認識装置を含み、

前記情緒認識装置は、

前記送られてきた生体信号による特徴値を抽出する特徴分析部と、

前記特徴分析部で抽出された特徴値と前記ユーザの平常時情緒状態に対する特徴値との差を求める減算部と、

前記減算部で求められた前記差を分析して複数の情緒を各カテゴリー別に分類し、前記分類された情緒のうち強度が最も大きい情緒を前記ユーザの情緒状態として認識する情緒分類手段と、を備えることを特徴とする情緒認識システム。

【請求項2】

前記生体信号取得装置は、

前記生体信号を非侵襲的に受け入れる少なくとも一つ以上のセンサーと、

前記センサーから入力された少なくとも一つ以上の生体信号を増幅してフィルタリングする増幅/フィルタリング部と、

前記増幅/フィルタリング部を通じて処理された信号を各生体信号別に分類して出力するマルチプレクサと、

前記マルチプレクサの出力をデジタル信号に変換するA/Dコンバータと、
前記A/Dコンバータにより変換された前記デジタル信号を前記情緒認識装置に無線伝送するRF送信部と、を備えることを特徴とする請求項1に記載の情緒認識システム。

【請求項3】

前記生体信号は、光血流量(PPG)、心電図(ECG)、皮膚電気活動(EDA)及び皮膚温度(SKT)を含むことを特徴とする請求項1に記載の情緒認識システム。

【請求項4】

前記情緒認識装置は、前記生体信号を分析して前記ユーザの情緒状態を認識するアルゴリズムが記憶された演算装置であることを特徴とする請求項1に記載の情緒認識システム。

10

【請求項5】

前記特徴分析部は、

前記ECG信号及び前記PPG信号のうちどちらか一つを受け入れて心拍信号を検出し、前記心拍信号と関わった特徴値を抽出する心拍分析部と、

前記EDA信号を受け入れて皮膚伝導特性と関わった特徴値を抽出する皮膚伝導特性分析部と、

前記SKT信号を受け入れて皮膚温度と関わった特徴値を抽出する皮膚温度分析部と、を備えることを特徴とする請求項1に記載の情緒認識システム。

【請求項6】

前記心拍分析部は、

前記ECG信号及び前記PPG信号のうちどちらか一つを受け入れて心拍信号を検出し、検出された前記心拍信号を心拍変化率の時系列に変換する心拍検出部と、

前記心拍変化率の時系列信号にตอบสนองして前記心拍信号のスペクトルを分析するスペクトル分析部と、

前記心拍変化率の時系列信号にตอบสนองして前記心拍信号の平均値及び標準偏差値を計算する平均/標準偏差計算部と、を備えることを特徴とする請求項5に記載の情緒認識システム。

20

【請求項7】

前記心拍検出部は、

入力される信号のうち前記ECG信号が存在する帯域を通過させるバンドパスフィルタと、

前記バンドパスフィルタリング結果に存在する低周波ノイズ成分を推定するメディアンフィルタと、

前記バンドパスフィルタリング結果に前記メディアンフィルタリング結果の逆数を加えて前記低周波ノイズ成分を除去する加算部と、

前記加算部の出力信号にTeagerエネルギーオペレータを取って前記心拍信号を検出するTeagerエネルギー演算部と、を備えることを特徴とする請求項6に記載の情緒認識システム。

30

【請求項8】

前記心拍検出部は、

入力される信号のうち前記PPG信号が存在する帯域を通過させるバンドパスフィルタと、

前記バンドパスフィルタリング結果に存在する低周波ノイズ成分を推定するメディアンフィルタと、

前記バンドパスフィルタリング結果に前記メディアンフィルタリング結果の逆数を加えて前記低周波ノイズ成分を除去する加算部と、

前記加算部の出力信号から前記心拍信号を抽出する整合フィルタと、

前記心拍信号に対するゼロクリッピングを行うゼロクリッパと、を備えることを特徴とする請求項6に記載の情緒認識システム。

40

【請求項9】

50

前記情緒分類手段は、

前記減算部で求められた前記差分値を分析して前記ユーザの情緒を複数のカテゴリーに分類するSVM (Support Vector Machine) 分類器と、

前記SVM分類器を通じて分類された前記情緒の強度を比較し、前記情緒のうち強度が最も大きい情緒を前記ユーザの情緒認識結果として出力する比較器と、を備えることを特徴とする請求項1に記載の情緒認識システム。

【請求項10】

前記情緒分類手段は、

前記SVM分類器を学習させるための複数の情緒データ及び前記情緒データによる前記SVM分類器の学習結果を記憶するデータベースをさらに備えることを特徴とする請求項9に記載の情緒認識システム。

10

【請求項11】

ユーザから取得された生体信号の特徴値を抽出する特徴分析部と、

前記特徴分析部で抽出された特徴値と前記ユーザの平常時情緒状態に対する特徴値との差を求める減算部と、

前記減算部で求められた前記差分値を分析して複数の情緒を各カテゴリー別に分類し、前記分類された情緒のうち強度が最も大きい情緒を前記ユーザの情緒状態として認識する情緒分類手段と、を備えることを特徴とする情緒認識装置。

【請求項12】

前記生体信号は、光血流量 (PPG)、心電図 (ECG)、皮膚電気活動 (EDA) 及び皮膚温度 (SKT) を含むことを特徴とする請求項11に記載の情緒認識装置。

20

【請求項13】

前記特徴分析部は、

前記ECG信号及び前記PPG信号のうちどちらか一つを受け入れて心拍信号を検出し、前記心拍信号と関わった特徴値を抽出する心拍分析部と、

前記EDA信号を受け入れて皮膚伝導特性と関わった特徴値を抽出する皮膚伝導特性分析部と、

前記SKT信号を受け入れて皮膚温度と関わった特徴値を抽出する皮膚温度分析部と、を備えることを特徴とする請求項12に記載の情緒認識装置。

【請求項14】

30

前記心拍分析部は、

前記ECG信号及び前記PPG信号のうちどちらか一つを受け入れて心拍信号を検出し、検出された前記心拍信号を心拍変化率の時系列に変換する心拍検出部と、

前記心拍変化率の時系列信号にตอบสนองして前記心拍信号のスペクトルを分析するスペクトル分析部と、

前記心拍変化率の時系列信号にตอบสนองして前記心拍信号の平均値及び標準偏差値を計算する平均/標準偏差計算部と、を備えることを特徴とする請求項13に記載の情緒認識装置。

【請求項15】

前記心拍検出部は、

40

入力される信号のうち前記ECG信号が存在する帯域を通過させるバンドパスフィルタと、

前記バンドパスフィルタリング結果に存在する低周波ノイズ成分を推定するメディアンフィルタと、

前記バンドパスフィルタリング結果に前記メディアンフィルタリング結果の逆数を加えて前記低周波ノイズ成分を除去する加算部と、

前記加算部の出力信号にTeagerエネルギーオペレータを取って前記心拍信号を検出するTeagerエネルギー演算部と、を備えることを特徴とする請求項14に記載の情緒認識装置。

【請求項16】

50

前記心拍検出部は、
 入力される信号のうち前記 P P G 信号が存在する帯域を通過させるバンドパスフィルタと、
 前記バンドパスフィルタリング結果に存在する低周波ノイズ成分を推定するメディアンフィルタと、
 前記バンドパスフィルタリング結果に前記メディアンフィルタリング結果の逆数を加えて前記低周波ノイズ成分を除去する加算部と、
 前記加算部の出力信号から前記心拍信号を抽出する整合フィルタと、
 前記心拍信号に対するゼロクリッピングを行うゼロクリッパと、を備えることを特徴とする請求項 1 4 に記載の情緒認識装置。

10

【請求項 1 7】

前記情緒分類手段は、
 前記減算部で求められた前記差分値を分析して前記ユーザの情緒を複数のカテゴリーに分類する S V M 分類器と、
 前記 S V M 分類器を通じて分類された前記情緒の強度を比較し、前記情緒のうち強度が最も大きい情緒を前記ユーザの情緒認識結果として出力する比較器と、を備えることを特徴とする請求項 1 1 に記載の情緒認識装置。

【請求項 1 8】

前記情緒分類手段は、
 前記 S V M 分類器を学習させるための複数の情緒データ及び前記情緒データによる前記 S V M 分類器の学習結果を記憶するデータベースをさらに備えることを特徴とする請求項 1 7 に記載の情緒認識装置。

20

【請求項 1 9】

(a) ユーザから少なくとも一つ以上の生体信号を入力される段階と、
 (b) 前記生体信号を分析して前記ユーザの情緒認識に用いられる複数の特徴値を抽出する段階と、
 (c) 前記 (b) 段階で抽出された前記複数の特徴値と、前記ユーザの平常時情緒状態に対する特徴値との差を求める段階と、
 (d) 前記 (c) 段階で計算された前記特徴値間の差に応答して前記ユーザの情緒状態を複数のカテゴリーに分類する段階と、
 (e) 分類された各々の情緒のうち強度が最も大きい情緒を選んで出力する段階と、を含むことを特徴とする情緒認識方法。

30

【請求項 2 0】

前記生体信号は、非侵襲的に取得される光血流量 (P P G)、心電図 (E C G)、皮膚電気活動 (E D A) 及び皮膚温度 (S K T) を含むことを特徴とする請求項 1 9 に記載の情緒認識方法。

【請求項 2 1】

前記 (d) 段階は、統計的な学習理論に基づき前記ユーザの情緒を複数のカテゴリーに分類する S V M 分類器を用いることを特徴とする請求項 1 9 に記載の情緒認識方法。

【発明の詳細な説明】

40

【 0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は情緒認識装置及び方法に係り、特に、ユーザの生理信号 (生体信号) をモニタリングしてユーザの情緒状態を認識する情緒認識装置及び方法に関する。

【 0 0 0 2】

【従来の技術】

情緒 (感情) とは、内的刺激または外的刺激により生ずる生理的な活性度の変化に伴って変化する心理状態を意味する。情緒状態は、肯定情緒 (positive emotion) と否定情緒 (negative emotion) とに大別される。前者としては、喜び、安堵、心温まり (満足)、落ち着き、増長 (意気揚々、得意) などが挙げられ、後者としては、悲しみ、不満 (不機嫌

50

)、怒り、驚き、恐怖、憂鬱などが挙げられる。このような肯定的(ポジティブ)か否定的(ネガティブ)かを基準とした区分以外にも、多様な情緒の区分が可能である。ここで、内的刺激としては、過去の記憶や主観的な情緒刺激などが挙げられ、外的刺激としては、情緒主体の自発的な刺激以外の周囲環境によるストレスやその軽減(アンチ-ストレス)が挙げられる。

【0003】

情緒を定義するための理論としては、生理学的な変化を認識することにより情緒を経験するというジェームズ=ランゲ説(James-Lange theory)と、情緒に対する心理的な経験(psychological experience)及び外部刺激に対する生理的な反応(physiological reactions)が同時に起こるという Cannon=バード説(Cannon-Bard theory)などがある。ジェームズ=ランゲ説は、情緒の根源が末梢機関にあると考えるのに対し、Cannon=バード説は、その根源を脳に置いているところに違いがある。

10

【0004】

前述したように、内部的/外部的な刺激により情緒状態に起こる変化は、自律神経系の調節により生じる生理的な特性の変化を伴う。したがって、情緒状態の変化は、心臓拍動、筋電図(Electromyogram: EMG)、皮膚電気伝導度の変化、体温の変化などのような生理的な変化を反映する信号の測定を通じて認識できる。これらの生理信号(生体信号)は適切な生体信号センサーを通じて測定できる。生体信号センサーを通じて取得された生理信号に基づき情緒を認識する方法については、過去幾つかの特許において既に発表されている。例えば、米国において、1997年10月、K.M.ザウイリンスキ(Kenneth Michael Zawillinski)により取得された特許(「エモーション・レスポンス・アナライザ・システム・ウィズ・マルチメディア・ディスプレイ(EMOTIONAL RESPONSE ANALYZER SYSTEM WITH MULTIMEDIA DISPLAY)」:特許文献1参照)の公報に、TVなどの外部刺激手段からの刺激により発生した感情状態を分析・解釈する装置(情緒反応分析器)が開示されている。しかし、この方法は、限られた実験データ及びそれによる実験結果を示すだけである。また、z-スコア(z-score)を用いて感情状態を区分するものである。したがって、正確度が低い点が問題である。

20

【0005】

【特許文献1】

米国特許第5676138号明細書

30

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

本発明が解決しようとする技術的な課題は、腕時計のように身体に着用可能なセンサーから非侵襲的に生理信号(生体信号)を取得し、これに基づきユーザの情緒状態を認識することができる情緒認識装置及び方法を提供することである。

【0007】

本発明が解決しようとする技術的な課題は、ユーザから取得された生理信号を短時間モニタリングしてユーザの情緒状態を正確に認識することができる情緒認識装置及び方法を提供することである。

【0008】

40

【課題を解決するための手段】

前記課題を達成するために、本発明に係る情緒認識システムは、ユーザの身体に着用されて少なくとも一つ以上の生体信号を取得し、取得された前記生体信号を無線伝送する生体信号取得装置と、前記生体信号取得装置から送られてきた前記生体信号を短時間モニタリングして前記ユーザの情緒状態を認識する情緒認識装置と、を備えることを特徴とする。ここで、生体信号取得装置とは、前記生体信号を非侵襲的に受け入れる少なくとも一つ以上のセンサーと、前記センサーから入力された少なくとも一つ以上の生体信号を増幅してフィルタリングする増幅/フィルタリング部と、前記増幅/フィルタリング部を通じて処理された信号を各生体信号別に分類して出力するマルチプレクサと、前記マルチプレクサの出力をデジタル信号に変換するA/Dコンバータと、前記A/Dコンバータにより変換

50

された前記デジタル信号を前記情緒認識装置に無線伝送するRF送信部と、を備えるものが望ましい。また、前記情緒認識装置は、好ましくは、前記生体信号を分析して前記ユーザの情緒状態を認識するアルゴリズムが記憶された演算装置である。

【0009】

前記課題を達成するために、本発明に係る情緒認識装置は、ユーザから取得された生体信号の特徴を分析する特徴分析部と、前記特徴分析部で分析された結果と、前記ユーザの情緒を認識するのに目安となる特徴値との差を求める減算部と、前記減算部で求められた前記差分値を分析して複数の情緒を各カテゴリ別に分類し、前記分類された情緒のうち強度が最も大きい情緒を前記ユーザの情緒状態として認識する情緒分類手段と、を備えることを特徴とする。ここで、前記特徴分析部は、前記ECG信号及び前記PPG信号のうちどちらか一つを受け入れて心拍信号を検出し、前記心拍信号と関わった特徴値を抽出する心拍分析部と、前記EDA信号を受け入れて皮膚伝導特性と関わった特徴値を抽出する皮膚伝導特性分析部と、前記SKT信号を受け入れて皮膚温度と関わった特徴値を抽出する皮膚温度分析部とを備えるものが望ましい。また、好ましくは、前記減算部は、前記ユーザの情緒を認識するのに目安となる特徴値として、前記ユーザの日頃の情緒に対する特徴値を用いることを特徴とし、前記情緒分類手段は、前記減算部で求められた前記差分値を分析して前記ユーザの情緒を複数のカテゴリに分類するSVM(Support Vector Machine)分類器と、前記SVM分類器を通じて分類された前記情緒の強度を比較し、前記情緒のうち強度が最も大きい情緒を前記ユーザの情緒認識結果として出力する比較器とを備えることを特徴とする。また、前記情緒分類手段は、前記SVM分類器を学習させるための複数の情緒データ及び前記情緒データによる前記SVM分類器の学習結果を記憶するデータベースをさらに備えるものであってもよい。

10

20

【0010】

前記心拍分析部は、好ましくは、前記ECG信号及び前記PPG信号のうちどちらか一つを受け入れて心拍信号を検出し、検出された前記心拍信号を心拍変化率の時系列に変換する心拍検出部と、前記心拍変化率の時系列信号にตอบสนองして前記心拍信号のスペクトルを分析するスペクトル分析部と、前記心拍変化率の時系列信号にตอบสนองして前記心拍信号の平均値及び標準偏差値を計算する平均/標準偏差計算部と、を備えることを特徴とする。ここで、前記心拍検出部は、入力される信号のうち前記ECG信号が存在する帯域を通過させるバンドパスフィルタと、前記バンドパスフィルタリング結果に存在する低周波ノイズ成分を推定するメディアンフィルタと、前記バンドパスフィルタリング結果に前記メディアンフィルタリング結果の逆数を加えて前記低周波ノイズ成分を除去する加算部と、前記加算部の出力信号にTeagerエネルギーオペレータを取って前記心拍信号を検出するTeagerエネルギー演算部と、を備えるものであることが望ましい。また、前記心拍検出部は、入力される信号のうち前記PPG信号が存在する帯域を通過させるバンドパスフィルタと、前記バンドパスフィルタリング結果に存在する低周波ノイズ成分を推定するメディアンフィルタと、前記バンドパスフィルタリング結果に前記メディアンフィルタリング結果の逆数を加えて前記低周波ノイズ成分を除去する加算部と、前記加算部の出力信号から前記心拍信号を抽出する整合フィルタと、前記心拍信号に対するゼロクリッピングを行うゼロクリッパとを備えるものであってもよい。

30

40

【0011】

前記課題を達成するために、本発明に係る情緒認識方法は、(a)ユーザから少なくとも一つ以上の生体信号を入力される段階と、(b)前記生体信号を分析して前記ユーザの情緒認識に用いられる複数の特徴値を抽出する段階と、(c)前記(b)段階で抽出された前記複数の特徴値と、情緒認識の目安となる所定の特徴値との差を求める段階と、(d)前記(c)段階で計算された前記特徴値間の差にตอบสนองして前記ユーザの情緒状態を複数のカテゴリに分類する段階と、(e)分類された各々の情緒のうち強度が最も大きい情緒を選んで出力する段階と、を備えることを特徴とする。

【0012】

上述の生体信号は、好ましくは、非侵襲的に取得される光血流量(PPG)、心電図(E

50

CG)、皮膚電気活動(EDA)及び皮膚温度(SKT)を含む。また、上述のユーザの情緒を認識するのに目安となる前記特徴値は、前記ユーザの日頃の情緒に対する特徴値を採用することができる。

【0013】

【発明の実施の形態】

以下、添付した図面に基づき、本発明の好ましい実施の形態について詳細に説明する。

【0014】

図1は、本発明の好ましい実施の形態による情緒認識システムの全体構成を簡略に示す図面である。図2Aは、図1に示す生体信号取得装置の外形を示す図面であり、図2Bには、この生体信号取得装置を人の身体に装着した様子を示す。図1を参照すれば、本発明に係る情緒認識装置は、生体信号取得装置200及び情緒認識装置1からなる。

10

【0015】

生体信号取得装置200は、図1及び図2A、図2Bに示すように、ユーザの身体に腕時計などの形で着用され、光血流量(photoplethysmogram: PPG)、心電図(electrocardiogram: ECG)、皮膚電気活動(electrodermal activity: EDA)、皮膚温度(skin temperature: SKT)などの生体信号を非侵襲的に測定する。生体信号取得装置200を通じて取得された生体信号は情緒認識装置1に無線伝送され、ユーザの情緒状態を認識するのに用いられる。情緒認識装置1は、入力された生体信号を分析するためのアルゴリズムが記憶されたコンピュータまたはこれに相当する演算装置を含む。前記生体信号の取得に用いられるセンサーに関する具体的な内容は、ジョン・G・ウェブスター(John G. Webster)編「メディカル・インスツルメンテーション - アプリケーション・アンド・デザイン(Medical Instrumentation - Application and Design)」(第3版, 米国, John Wiley & Sons, 1999年)等に詳細に説明されている。

20

【0016】

図3及び図4は、図1に示す生体信号取得装置200及び情緒認識装置1の構成をそれぞれ示すものである。

【0017】

まず、図3を参照すれば、生体信号取得装置200は、ユーザの生体信号を非侵襲的に受け入れる少なくとも一つ以上のセンサーと、前記センサーから入力された少なくとも一つ以上の生体信号(physiological signals)を増幅してフィルタリングする増幅/フィルタリング部205と、増幅/フィルタリング部205を通じて増幅及びフィルタリングされた信号を各信号別に分類して出力するマルチプレクサ(MUX)206と、前記マルチプレクサ206の出力をデジタル信号に変換するA/Dコンバータ207、及びA/Dコンバータ207により変換されたデジタル信号をRF信号に変換した後、前記信号をアンテナ209を通じて情緒認識装置1に無線伝送するRF送信部208を備える。

30

【0018】

図4を参照すれば、情緒認識装置1は、生体信号取得装置200から送られてくるユーザの生体信号をアンテナ101を通じて受け入れるRF受信部102と、RF受信部102により受信された生体信号を分析してユーザの情緒状態を認識する情緒認識部100とを備える。ここで、RF受信部102及び情緒認識部100は、RS232Cなどの通信プロトコルを用いて信号を伝送するものである。しかし、RS232Cは信号伝送方法の一例に過ぎず、回路の構成によって様々な通信プロトコルを用いることができる。

40

【0019】

図5は、図4に示す情緒認識部100の詳細構成を示すブロック図である。図5を参照すれば、本発明に係る情緒認識部100は、生体信号取得装置200から取得された生体信号(例えば、PPG、ECG、EDA、SKT)の特徴を分析する特徴分析部10と、特徴分析部10で分析された結果とユーザの日頃の情緒を示す特徴値との差を求める減算部20、及び減算部20で求められた特徴値の差を分析して情緒を分類して認識するSVM(Support Vector Machine)ユニット30を備える。

【0020】

50

特徴分析部 10 は、ECG 信号または PPG 信号を受け入れて心拍を検出し、心拍に関する特徴値を抽出する心拍分析部 11 と、EDA 信号を受け入れて皮膚伝導特性 (skin conductance response: SCR) と関わる特徴値を抽出する SCR 分析部 15、及び SKT 信号を受け入れて SKT と関連する特徴値 (すなわち、SKT の平均値 Mean 及び最大値 Max) を抽出する SKT Mean / Max 計算部 18 (皮膚温度分析部) を備える。

【0021】

心拍分析部 11 は、ECG 信号または PPG 信号を受け入れて心拍を検出する心拍検出部 12 と、検出された心拍信号から心拍変化率 (heart rate variability: HRV) の時系列を抽出する HRV 抽出部と、抽出された HRV のスペクトルを分析するスペクトル分析部 13、及び検出された心拍信号 Det の平均値 Mean 及び標準偏差値 (standard deviation: Std) を求める Mean / Std 計算部 14 (平均 / 標準偏差計算部) を備える。そして、SCR 分析部 15 は、EDA 信号を受け入れて SCR を検出する SCR 検出部 16、及び SCR の大きさなどのパラメータを計算する SCR 計算部 17 を備える。

【0022】

図 6A 及び図 6B は、心拍信号の分析に用いられる ECG 信号及び PPG 信号の一例をそれぞれ示すグラフであり、図 7 及び図 8 は、図 5 に示す心拍検出部 12 の詳細構成を示す図面である。ここで、図 7 に示す心拍検出部 12 は、入力信号が ECG 信号である場合の回路構成を示し、図 8 に示す心拍検出部 12 は、入力信号が PPG 信号である場合の回路構成を示す。

【0023】

まず、図 7 を参照すれば、本発明に係る心拍検出部 12 は、バンドパスフィルタ (band pass filter: BPF) 121 と、メディアンフィルタ (median filter: MF) 122 と、加算部 123、及び Teager エネルギー演算部 (Teager energy operator: TEO) 124 を備える。

【0024】

BPF 121 は、入力される信号のうち ECG 信号が存在する帯域のみを通過させ、MF 122 は、バンドパスフィルタリングされた結果に存在する低周波ノイズ成分を推定する。加算部 123 は、バンドパスフィルタリング結果とメディアンフィルタリング結果との差を計算して低周波ノイズ成分を除去する。低周波ノイズ成分が除去された加算部 123 の出力信号は、Teager エネルギー演算部 124 に入力されて心拍信号の抽出に用いられる。Teager エネルギー演算部 124 は、入力される信号に $[x(t)]$ で表わされる Teager エネルギーオペレータ (Teager Energy Operator: TEO) を取ることにより、心拍信号を検出する。TEO は、入力信号の瞬間振幅と瞬間周波数との積に比例する値を生じるので、心電図の QRS ピークの検出に極めて有用である。これについての詳細な説明は、次の論文に開示されている。S. ムコパディヤイ (S. Mukhopadhyay), G. C. レイ (G.C. Ray) 共著「ア・ニュー・インタープリテーション・オブ・ノンリニヤ・エナジー・オペレータ・アンド・イツ・エフィカシー・イン・スパイク・ディテクション (A new interpretation of nonlinear energy operator and its efficacy in spike detection)」, IEEE・トランザクションズ・オン・バイオメディカル・エンジニアリング (IEEE Transactions on Biomedical Engineering), 米国, インスティテュート・オブ・エレクトロニクス・エンジニアーズ・インコーポレイテッド (Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc.), 1998 年 2 月, 第 45 巻, 第 2 号, pp. 180 - 187。

【0025】

前述した心拍検出部 12 によれば、図 6A に示す ECG 信号上に矢印で示された部分が心拍信号 Det として抽出される。

【0026】

引続き、図 8 を参照すれば、本発明に係る心拍検出部 12 は、BPF 121、MF 122、加算部 123、整合フィルタ 125、及びゼロクリッパ 126 を備える。

【 0 0 2 7 】

B P F 1 2 1 は、入力される信号のうち P P G 信号が存在する帯域のみを通過させ、M F 1 2 2 は、バンドパスフィルタリングされた結果に存在する低周波ノイズ成分を推定する。加算部 1 2 3 は、バンドパスフィルタリング結果とメディアンフィルタリング結果との差を計算して低周波ノイズ成分を除去する。低周波ノイズ成分が除去された加算部 1 2 3 の出力信号は、整合フィルタ 1 2 5 に入力され、P P G 信号が有している特定の信号、すなわち、心拍信号を抽出するのに用いられる。整合フィルタ 1 2 5 を通じて抽出された特定信号は、ゼロクリップ 1 2 6 を通じてゼロクリッピング過程を経た後に心拍信号 D e t として出力される。ここで、整合フィルタ 1 2 5 のパラメータは、必要あればアップデートされる。このような構成を有する心拍検出部 1 2 によれば、図 6 B に示す P P G 信号上に矢印で示された部分が心拍信号 D e t として抽出される。

10

【 0 0 2 8 】

図 9 は、図 7 及び図 8 に示す心拍検出部 1 2 , 1 2 により求められた心拍信号 D e t から心拍変化率 (H R V) の時系列を求める過程を示す図面である。図 9 を参照すれば、E C G または P P G 信号 1 2 0 0 が取得された場合、これを拡大してみれば、1 2 1 0 のような波形が現れる。E C G または P P G 信号は、参照番号 1 2 0 0 または 1 2 1 0 のように周期的なパルスを示すが、このパルスは、最大値部分である R と、R を中心として左右に位置した最小値部分である Q , S よりなる Q R S 波形を示す。

【 0 0 2 9 】

図 9 中 1 2 1 0 にて示す波形において、矢印で示した部分が心拍信号の最大値部分である R 波形となり、この部分が図 7 及び図 8 に示す心拍検出部 1 2 , 1 2 により抽出されて E C G または P P G 信号の瞬間 R - R 波形 1 2 3 0 を示すことになる。この瞬間 R - R 波形 1 2 3 0 に移動平均補間法 (moving average interpolation) を適用すれば、1 2 5 0 に示すように、心拍変化率 (H R V) の時系列が抽出される。このような H R V の時系列 1 2 5 0 を求める方法は、例えば、次の論文に開示されている。R . D . バーガー他 (R . D . Berger et.al.) 著、「アン・エフィシャント・アルゴリズム・フォー・スペクトラル・アナリシス・オブ・ハート・レート・ヴァリアビリティ (An efficient algorithm for spectral analysis of heart rate variability) 」, I E E E ・トランザクションズ・オン・バイオメディカル・エンジニアリング (IEEE Transactions on Biomedical Engineering) , 米国, インスティテュート・オブ・エレクトリカル・アンド・エレクトロニクス・エンジニアーズ・インコーポレイテッド (Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc.) , 1 9 8 6 年, 第 3 3 巻。このような H R V 信号は、交感神経系 / 副交感神経系の活性度を定量的に把握できる指標となる。

20

30

【 0 0 3 0 】

さらに、図 5 を参照すれば、図 7 または図 8 により求められた心拍信号 D e t は、図 9 に示す方法により H R V の時系列に変換された後、スペクトル分析部 1 3 及び M e a n / S t d 計算部 1 4 に入力される。スペクトル分析部 1 3 では、与えられた時系列に対して様々な次数の A R (autoregressive)、M A (moving average)、A R M A (autoregressive moving average) モデルを推定した後、推定誤差を示す指標が最小となる特定の次数の特定モデルを選んで最適の時系列モデルを選定し、選定された最適モデルからスペクトルを求める方法を用いて H R V のスペクトルを分析する。ここでは、この方法を A R M A s e l アルゴリズムと呼ぶ。このために用いられる推定誤差の指標及び各時系列モデルの推定方法は、例えば、次の論文に詳細に説明されている。P . M . T . ブローセン (P . M . T . Broersen) 著「ファクツ・アンド・フィクション・イン・スペクトラル・アナリシス (Facts and fiction in spectral analysis) 」, I E E E ・トランザクションズ・オン・インスツルメンテーション・アンド・メジャーメント (IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement) , 米国, インスティテュート・オブ・エレクトリカル・アンド・エレクトロニクス・エンジニアーズ・インコーポレイテッド (Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc.) , 2 0 0 0 年 8 月, 第 4 9 巻, 第 4 号, p p 7 6 6 - 7 7 2 。

40

50

【 0 0 3 1 】

これら心拍変化率（HRV）の周波数領域パラメータは、既に過去の多くの研究においてその重要性が認識されてきており、生理心理学的な研究においても重要な指標として取り扱われてきている。

【 0 0 3 2 】

本発明に係るスペクトル分析部 1 3 では、心拍変化率のスペクトル解釈において、数分から 2 4 時間に至る長い信号を対象とする従来のピリオドグラム（periodogram）法の代わりに、ARMA 系列アルゴリズムを使用して 5 0 秒程度の短時間の信号観測を通じ心拍変化率（HRV）のスペクトルを分析する。スペクトル分析部 1 3 により分析された結果は、減算部 2 0 にユーザ情緒認識を行うための特徴値として伝えられる。

10

【 0 0 3 3 】

一方、心拍検出部 1 2 , 1 2 から心拍変化率（HRV）の時系列信号を受け入れた Mean / Std 計算部 1 4 は、与えられた時系列に対する平均及び標準偏差 Std を計算してこれを減算部 2 0 にユーザ情緒認識を行うための特徴値として伝える。

【 0 0 3 4 】

次に、図 5 に示す心拍分析部 1 1 に備えられた SCR 分析部 1 5 の詳細構成及び動作を調べてみれば、下記の通りである。

【 0 0 3 5 】

図 1 0 は、皮膚伝導特性（SCR）の検出に用いられる EDA 信号の波形を示す図面である。図 1 0 には、ユーザから発せられた EDA 信号の波形 1 6 0 0 と、EDA 信号の波形 1 6 0 0 のうち SCR の特性が抽出される部分に対する拡大波形 1 6 1 0 が示されている。1 6 0 0 及び 1 6 1 0 にて示す信号は、SCR 分析部 1 5 に備えられた SCR 検出部 1 6 に入力される。

20

【 0 0 3 6 】

図 1 1 は、図 5 に示す SCR 検出部 1 6 の構成を示す図面である。図 1 1 を参照すれば、EDA 信号を受け入れて皮膚伝導特性を検出する SCR 検出部 1 6 は、ダウンサンプラー 1 6 1 と、微分器 1 6 2、及びスムージングコンボリューションユニット 1 6 3 により構成される。

【 0 0 3 7 】

ダウンサンプラー 1 6 1 は、入力された EDA 信号を 1 0 ないし 1 2 のデータにダウンサンプリングする。微分器 1 6 2 は、ダウンサンプリングされた結果を微分し、スムージングコンボリューションユニット 1 6 3 は、長さが 2 0 であるバートレットウィンドウ（Bartlett window）を用いて微分結果に対するスムージングコンボリューションを行う。このような SCR 検出部 1 6 によれば、入力された EDA 信号は離散 SCR データの形として出力される。

30

【 0 0 3 8 】

SCR 検出部 1 6 により取得された離散 SCR データは、SCR 分析部 1 5 に備えられた SCR 計算部 1 7 に入力され、一定時間の SCR 発生頻度（number of SCR/time）、SCR の大きさ（SCR amplitude）、及び SCR 立ち上がり時間（SCR rise time）などの特徴値を生じる。SCR 計算部 1 7 により求められた SCR 特徴データ（すなわち、SCR 発生頻度、SCR の大きさ、SCR 立ち上がり時間など）は図 5 に示すように、減算部 2 0 に各々入力される。

40

【 0 0 3 9 】

引続き、図 5 に示す心拍分析部 1 1 の SKT Mean / Max 計算部 1 8 に対する詳細構成及び動作を調べてみれば、下記の通りである。

【 0 0 4 0 】

図 1 2 は、皮膚温度の変化を検出するのに用いられる SKT 信号の波形を示す図面であり、図 1 3 は、図 5 に示す SKT Mean / Max 計算部 1 8 の構成を示すブロック図である。

【 0 0 4 1 】

50

図13を参照すれば、S K T Mean / Max 計算部18は、ダウンサンプラー181及びMean / Max 計算器182を有する。S K T Mean / Max 計算部18は、図12に示すように、S K T 信号を受け入れて前記信号を約100個のデータにダウンサンプリングし、ダウンサンプリングされたデータの平均値Mean__S K T及び最大値Max__S K TをS K Tの特徴データとして生じる。

【0042】

上述したように、特徴分析部10に備えられた心拍分析部11、S C R分析部15及びS K T Mean / Max 計算部18がユーザから入力された複数の生体信号からユーザの情緒認識に必要な特徴値を抽出した後に、前記特徴値は、減算部20及びS V Mユニット30に順次に入力されてユーザの情緒を認識する。

10

【0043】

図14は、図5に示す減算部20及びS V Mユニット30の構成を示すブロック図である。

【0044】

図14を参照すれば、減算部20には、ユーザの情緒認識に目安となる特徴値として、ユーザの日頃の情緒状態に対する特徴値FEATURE 1 - FEATURE X が記憶されている。減算部20は、特徴分析部10に備えられた心拍分析部11、S C R分析部15、及びS K T Mean / Max 計算部18から入力される複数の特徴値FEATURE 1 - FEATURE Xとユーザの日頃の情緒状態に対する特徴値FEATURE 1 - FEATURE Xとの差を求めてこれをS V Mユニット30に伝送する。

20

【0045】

S V Mユニット30は、減算部20から出力された特徴値の差に応答してユーザの情緒状態を学習及び分類するS V M分類器(Support Vector Machine Classifier)32と、S V M分類器32により学習された結果を記憶するデータベース34、及びS V M分類器32で分類された複数の情緒状態値を比較して最終の情緒状態を選んで出力する比較器36を有する。

【0046】

抽出された特徴ベクトルから所定の情緒状態を決めることは、一種のパターン認識の問題に該当し、パターン認識のためには、各種の分類器が適用できる。一般に、特定の情緒状態を示す特徴ベクトルが多次元空間上に一つの確率分布を形成しており、各状態に該当する確率密度関数が知られていさえすれば、ベイズの法則(Bayes' rule)により統計的に最適の分類器を具現することができる。

30

【0047】

しかし、実際には、確率密度関数を正確に知ることは不可能であるため、ベイズの法則に相応する規則を実質的に実現するパルツェンウィンドウ分類器(Parzen window classifier)、多重パーセプトロンなどが主として用いられている。しかし、このような従来の分類器は、一般化特性が良くないため、学習に用いられていない新しいデータに対しては誤動作率が相当高いという問題点を有している。のみならず、前記パターン分類器は、特徴ベクトルの分布において分散がかなり大きく、各々のカテゴリーに該当するクラス間の重なりも極めて大であるために、誤動作率が上がる可能性が極めて高い。したがって、本発明では、前記のような問題点を解決するために、高い一般化特性を有するS V M分類器32を情緒認識のためのパターン分類器として用いる。

40

【0048】

S V M分類器32は、高次元への非線形的なマッピングにより線形的な分離可能性を高めることができる。S V M分類器32は、Vapnikの統計的な学習理論(statistical learning theory)に基づき最適の一般化性能を有する線形分離器を具現する方法を基に構成される。このような特性を有するS V M分類器に関するより詳細な説明は、例えば、次の論文に記載がある。V. N. ヴァプニク(V.N. Vapnik)著、「アン・オーバービュー・オブ・スタティスティカル・ラーニング・セオリー(An overview of statistical learning theory)」, I E E E・トランザクションズ・オン・ニューラルネットワークス

50

(IEEE Transactions on Neural Networks), 米国, インスティテュート・オブ・エレクトロニカル・アンド・エレクトロニクス・エンジニアーズ・インコーポレイテッド (Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc.), 1999年9月, 第10巻, 第5号, pp. 988 - 999。

【0049】

図15A及び図15Bは、図14に示すSVM分類器32の情緒分類の結果を示す図面である。本発明に係るSVM分類器32は、入力空間の非線形的な高い次数を特徴空間において線形的に投影して解釈することにより、図15A及び図15Bに示すように、各特徴データ(すなわち、ユーザの情緒)間に最適の境界(すなわち、最適分離面)を提示する。

10

【0050】

さらに図14を参照すれば、SVM分類器32により行われた情緒分類の結果は、各情緒別に分類された後、各情緒別の強度が数字にて表わされて出力される。例えば、ストレスに当たる情緒は0.3(または30%)、悲しみに当たる情緒は0.6(または60%)、そして、怒りに当たる情緒は0.1(または10%)のように各情緒別の強度が数字にて表わされる。

【0051】

比較器36は、SVM分類器32から出力される複数の情緒に対する強度を受け入れ、これらのうち強度が最も大きい情緒を最終的な情緒認識結果Emotionとして出力する。この時、データベース34には、入力された特徴値がいかなる情緒として認識されるかに関する情報が記憶される。このようなデータベース34に対するデータの更新は、SVM分類器32の学習時に行われ、一旦SVM分類器32の学習が終われば、データベース34に対するデータの更新は行われない。したがって、データベース34は、開発者の立場で必要な部分であり、エンドユーザのために開発が完了した情緒認識システムにはデータベース34が提供されていなくても良い。

20

【0052】

図16は、本発明の好ましい実施の形態による情緒認識方法を示すフローチャートである。図16を参照すれば、本発明に係る情緒認識方法は、まず、ECG/PPG、EDA、SKTなどの複数の生体信号を入力される(第1010段階)。前記生体信号は人体に着用可能なセンサー付き生体信号取得装置200により取得された後、情緒認識装置1に無線伝送される。

30

【0053】

コンピュータのように情緒認識プログラムが記憶された所定のプロセッサよりなる情緒認識装置1は、第1010段階で入力された複数の生体信号を分析してユーザの情緒認識に用いられる複数の特徴値を抽出する(第1020段階)。第1020段階で抽出される特徴値としては、ECG/PPG信号から抽出された心拍信号のスペクトル、心拍信号の平均値/標準偏差値、EDA信号から検出されたSCRに関わったパラメータ、及びSKT信号から抽出されたSKT信号の平均値/最大値などがある。

【0054】

第1020段階で抽出された複数の特徴値は減算部20に入力されて、抽出された複数の特徴値と情緒認識の目安となる特徴値との差が求められる(第1030段階)。ここで、情緒認識の目安となる特徴値は、ユーザが特定の情緒に偏っていない日頃の情緒を示す特徴値であって、前記目安となる特徴値は減算部20に予め記憶されている。

40

【0055】

特徴値の差が求められれば、前記差分値はSVMユニット30に入力されてユーザ情緒認識が行われる(第1040段階)。SVMユニット30はユーザの情緒状態を各情緒別に区分し、区分された各々の情緒のうち強度が最も大きい情緒を選んでこれを最終的な情緒認識結果として出力する(第1050段階)。

【0056】

図17は、本発明の好ましい実施の形態による情緒認識の遂行結果の表示例である。図1

50

7を参照すれば、本発明に係る情緒認識システムは、41ないし43で示されているユーザの生体信号を処理し、情緒を分類した結果を44のように示す。そして、情緒分類の結果のうち最も多い情緒の部分占める情緒（例えば、Sad）を参照番号45のように情緒認識の最終結果として出力する。

【0057】

このように、本発明に係る情緒認識装置及び方法は、既存の方法に比べて下記のような長所を有する。例えば、既存の情緒認識方法が脳波や顔面筋電度などを用いるためにユーザの頭皮や顔に電極を取り付けねばならず、ユーザに不便さ及び不快感を与えるのに対し、本発明は、腕時計の形で着用されるセンサーを通じて非侵襲的に取得される生体信号を用いるので、実用化が極めて容易であるという長所を有する。のみならず、本発明に係る情緒認識装置及び方法は、約50秒の短時間の生体信号の観測でも既存の方法に比べて顕著に高い情緒認識結果を有する。

【0058】

本発明はまたコンピュータにて読取り可能な記録媒体にコンピュータにて読取り可能なコード（プログラム）として具現することが可能である。コンピュータにて読取り可能な記録媒体は、コンピュータシステムにより読取り可能なデータが記憶されるあらゆる種類の記録装置を含む。コンピュータにて読取り可能な記録媒体の例としては、ROM、RAM、CD-ROM、磁気テープ、フロッピーディスク、光データ記憶装置などがあり、またキャリアウェーブ（例えば、インターネットを通じた伝送）の形で具現されるものも含む。また、コンピュータにて読取り可能な記録媒体は、ネットワークに結ばれたコンピュータシステムに分散され、分散の方式によりコンピュータにて読取り可能なコードとして記憶されて実行できる。

【0059】

【発明の効果】

以上述べたように、本発明に係る情緒認識装置及び方法によれば、身体に負担をかけず、行動を制約せずに常時着用が可能なセンサーから生理信号（生体信号）を取得し、取得された信号を短時間モニタリングしてユーザの情緒状態を正確に認識することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の好ましい実施の形態による情緒認識システムの全体構成を簡略に示す図面である。

【図2A】図1に示す生体信号取得装置の外形を例示する図面である。

【図2B】図2Aに示す生体信号取得装置をユーザの身体に着用したようすを示す図面である。

【図3】図1に示す生体信号取得装置の構成を示す図面である。

【図4】図1に示す情緒認識装置の簡略な構成を示す図面である。

【図5】図4に示す情緒認識部の詳細構成を示すブロック図である。

【図6A】心拍信号の分析に用いられるECG信号の一例を示す図面である。

【図6B】心拍信号の分析に用いられるPPG信号の一例を示す図面である。

【図7】図5に示す心拍検出部の詳細構成を示す図面である。

【図8】図5に示す心拍検出部の詳細構成を示す図面である。

【図9】図7及び図8に示す心拍検出部により求められた心拍信号から心拍変化率の時系列を求める過程を示す図面である。

【図10】皮膚伝導特性（SCR）の検出に用いられるEDA信号の波形を示す図面である。

【図11】図5に示すSCR検出部の構成を示す図面である。

【図12】皮膚温度の変化を検出するのに用いられるSKT信号の波形を示す図面である。

【図13】図5に示すSKT Mean/Max計算部の構成を示すブロック図である。

【図14】図5に示す減算部及びSVMユニットの構成を示すブロック図である。

【図15A】図14に示すSVM分類器の情緒分類結果の一例を示す図面である。

【図15B】図14に示すSVM分類器の情緒分類結果の他の例を示す図面である。

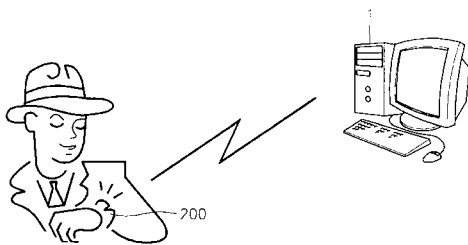
【図16】本発明の好ましい実施の形態による情緒認識方法を示すフローチャートである。

【図17】本発明の好ましい実施の形態による情緒認識の遂行結果を示す図面である。

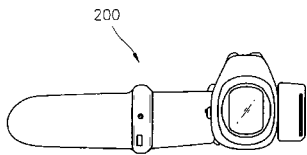
【符号の説明】

- 1 情緒認識装置
- 10 特徴分析部
- 11 心拍分析部
- 12 心拍検出部
- 13 スペクトル分析部
- 14 Mean / Std 計算部
- 15 SCR分析部
- 16 SCR検出部
- 17 SCR計算部
- 18 SKT Mean / Max 計算部
- 20 減算部
- 30 SVMユニット
- 100 情緒認識部
- 200 生体信号取得装置

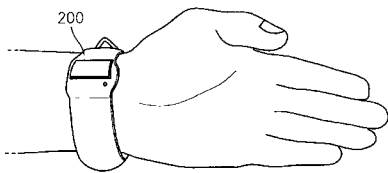
【図1】



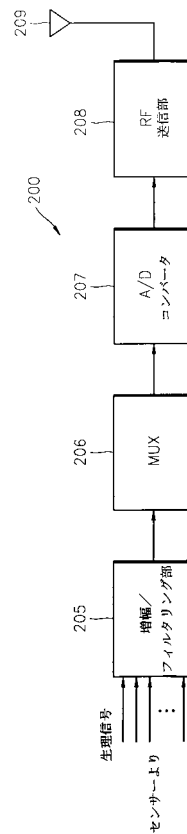
【図2A】



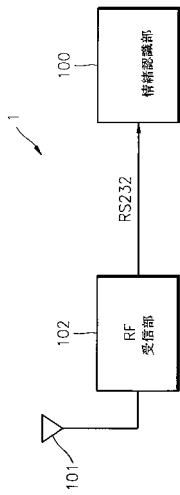
【図2B】



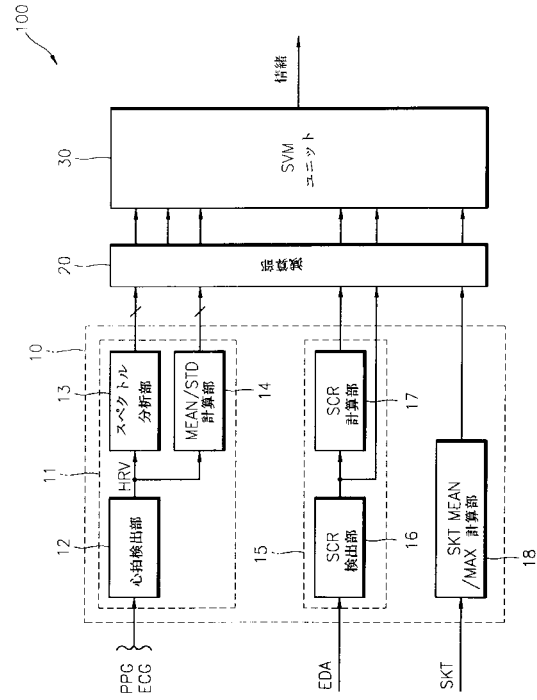
【図3】



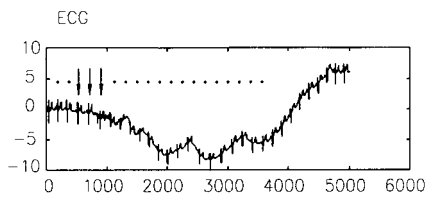
【図4】



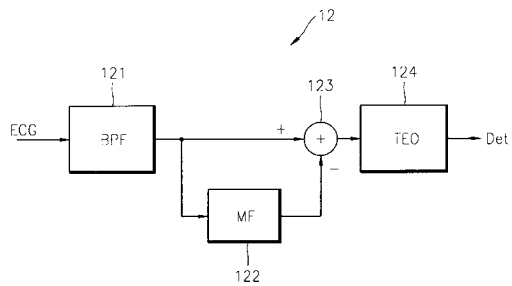
【図5】



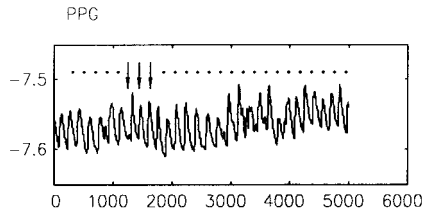
【図6A】



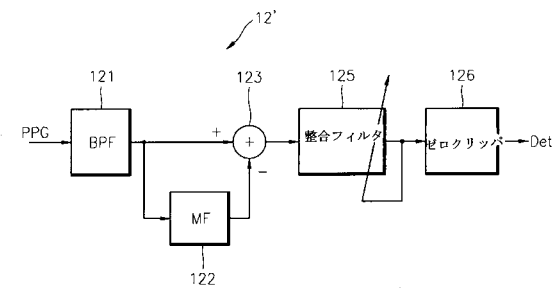
【図7】



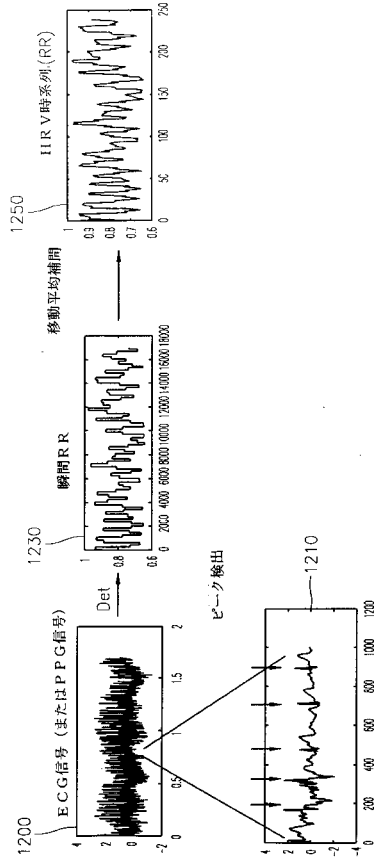
【図6B】



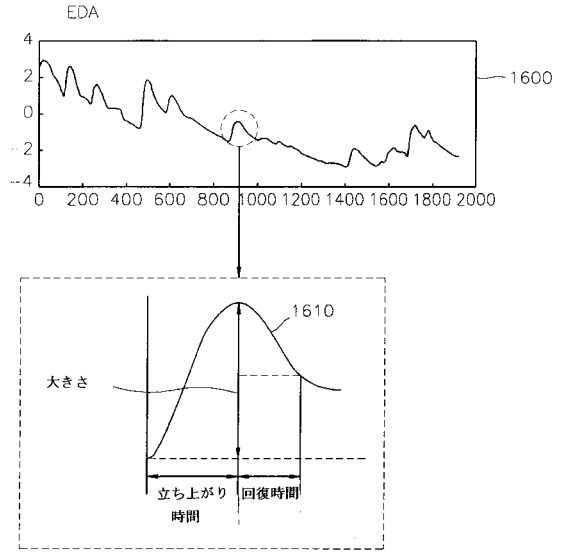
【図8】



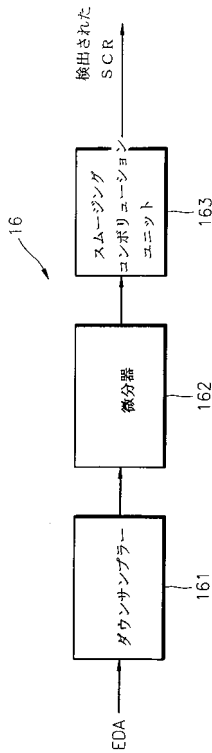
【図9】



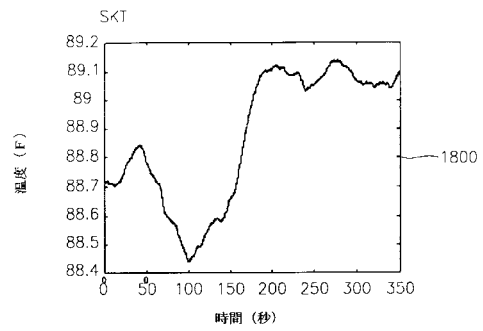
【図10】



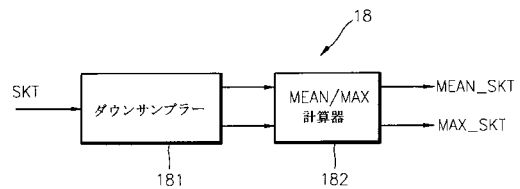
【図11】



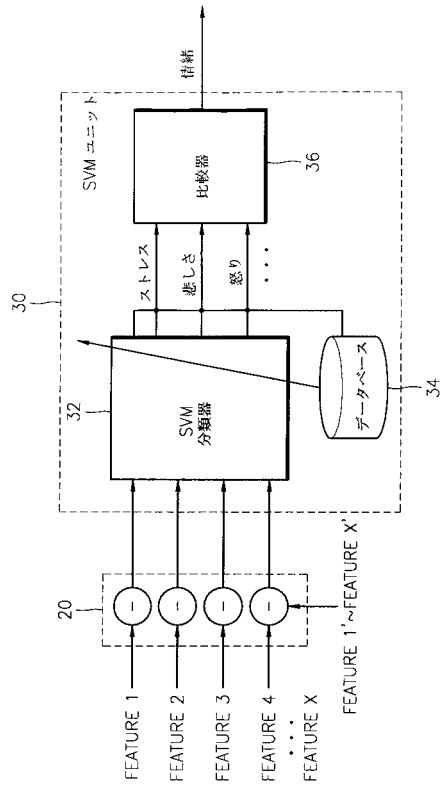
【図12】



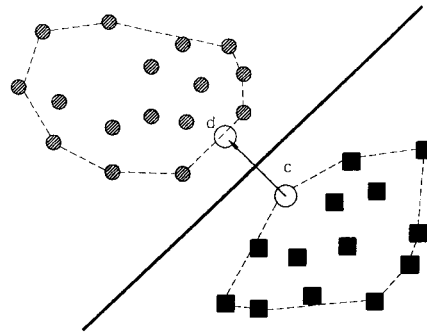
【図13】



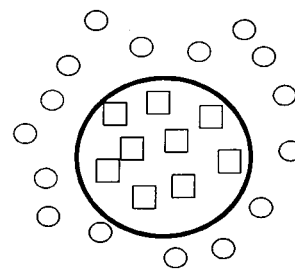
【図14】



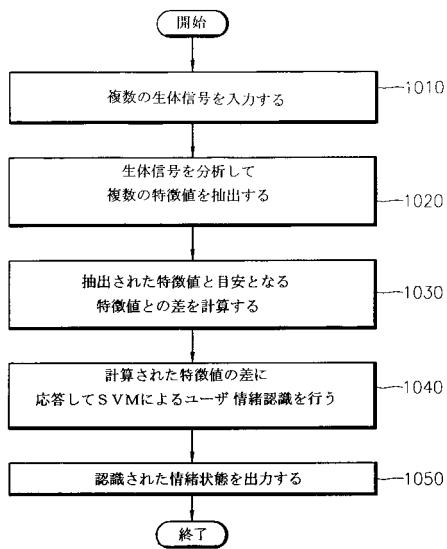
【図15A】



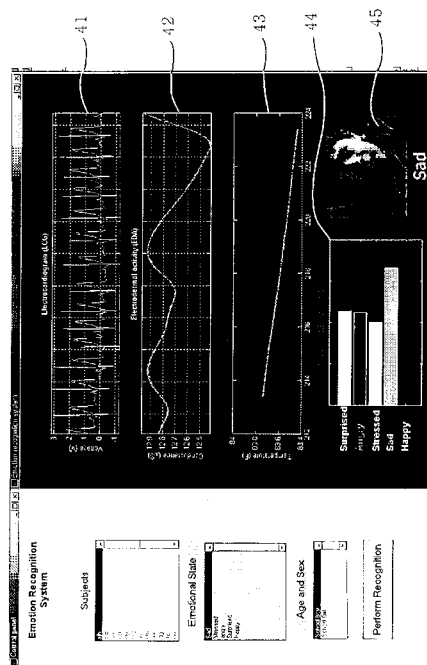
【図15B】



【図16】



【図17】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	5/05	(2006.01)	A 6 1 B	5/02	3 2 1 B
G 0 6 F	3/01	(2006.01)	A 6 1 B	5/02	3 2 0 B
G 0 6 F	17/10	(2006.01)	A 6 1 B	5/05	C
			G 0 6 F	3/00	6 8 0 B
			G 0 6 F	17/10	D

(72)発明者 方 錫 元
大韓民国 ソウル特別市 江南区 逸院洞 7 1 8 番地 セムトマウル 1 0 5 棟 1 0 0 8 号

(72)発明者 孔 棟 建
大韓民国 釜山広域市 海雲台区 盤如3洞 1 5 9 4 - 7 0 番地 報勲アパート 2 棟 4 0 8 号

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特表平07-501154(JP,A)
特開2001-246580(JP,A)
特表平11-511036(JP,A)
特開平09-220208(JP,A)
特開2001-299702(JP,A)
特開平09-238908(JP,A)
特開平04-314431(JP,A)
特開2001-190616(JP,A)
特開平08-234805(JP,A)
特開2001-112725(JP,A)
特開2001-204714(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/16
A61B 5/01
A61B 5/0245
A61B 5/026
A61B 5/0402
A61B 5/05
G06F 3/01
G06F 17/10

专利名称(译)	用于通过对生理信号的短期监测来识别用户情绪的装置和方法		
公开(公告)号	JP4101069B2	公开(公告)日	2008-06-11
申请号	JP2003014133	申请日	2003-01-23
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	金きょん煥 方錫元 孔棟建		
发明人	金▲きょん▼煥 方錫元 孔棟建		
IPC分类号	A61B5/16 A61B5/01 A61B5/0402 A61B5/026 A61B5/0245 A61B5/05 G06F3/01 G06F17/10 A61B5/00 A61B5/04		
CPC分类号	A61B5/0002 A61B5/02405 A61B5/16 A61B5/7264 A61B5/7267 G16H50/20 Y10S128/92 A61B5/165		
FI分类号	A61B5/16 A61B5/00.101.E A61B5/04.310.M A61B5/02.340.D A61B5/02.321.D A61B5/02.321.B A61B5/02.320.B A61B5/05.C G06F3/00.680.B G06F17/10.D A61B5/01.100 A61B5/02.710.B A61B5/02.711.B A61B5/02.711.D A61B5/02.800.D A61B5/02.860 A61B5/0245.B A61B5/0245.100.B A61B5/0245.100.D A61B5/026.120 A61B5/0295 G06F3/01.310.B G06F3/01.515		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AA11 4C017/AA16 4C017/AA19 4C017/AB02 4C017/AC26 4C017/BC01 4C017/BC07 4C017/BC08 4C017/BC11 4C017/FF30 4C027/AA00 4C027/AA02 4C027/AA07 4C027/CC00 4C027/FF01 4C027/FF02 4C027/FF03 4C027/GG00 4C027/GG05 4C027/GG11 4C027/GG13 4C027/GG15 4C027/GG18 4C027/JJ03 4C038/PP03 4C038/PQ06 4C038/PS00 4C117/XA01 4C117/XB18 4C117/XC13 4C117/XC15 4C117/XC19 4C117/XE13 4C117/XE16 4C117/XE17 4C117/XE20 4C117/XE23 4C117/XG33 4C117/XG36 4C117/XG38 4C117/XH02 4C117/XH16 4C117/XJ07 4C117/XJ17 4C117/XJ18 4C117/XJ21 4C127/AA00 4C127/AA02 4C127/AA07 4C127/CC00 4C127/FF01 4C127/FF02 4C127/FF03 4C127/GG00 4C127/GG05 4C127/GG11 4C127/GG13 4C127/GG15 4C127/GG18 4C127/JJ03 5B056/BB62 5B056/BB64 5E555/AA80 5E555/BA02 5E555/BB02 5E555/BC30 5E555/CA41 5E555/CB69 5E555/EA01 5E555/EA21 5E555/FA30		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	1020020003868 2002-01-23 KR		
其他公开文献	JP2004000474A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于通过在短时间内监视用户的生理信号（生物信号）来识别用户的情绪状态的情绪识别装置和方法。特征分析单元，分析从用户获取的生物信号的特征；特征分析单元，分析从用户获取的生物信号的特征；特征分析单元，分析从用户获取的生物信号的特征，分析由减法单元和减法单元获得的差值，以对每个类别分类多个情绪，并将分类情绪中具有最大强度的情绪识别为用户的情绪状态具有情感分类手段的情感识别装置。 点域5

