

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3677294号
(P3677294)

(45) 発行日 平成17年7月27日(2005.7.27)

(24) 登録日 平成17年5月13日(2005.5.13)

(51) Int.C1.⁷

F 1

A 61 B 5/08

A 61 B 5/08

A 61 F 5/56

A 61 F 5/56

請求項の数 12 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願平8-534405
 (86) (22) 出願日 平成8年5月20日(1996.5.20)
 (65) 公表番号 特表平11-505146
 (43) 公表日 平成11年5月18日(1999.5.18)
 (86) 國際出願番号 PCT/AU1996/000306
 (87) 國際公開番号 WO1996/036279
 (87) 國際公開日 平成8年11月21日(1996.11.21)
 審査請求日 平成15年5月20日(2003.5.20)
 (31) 優先権主張番号 PN3048
 (32) 優先日 平成7年5月19日(1995.5.19)
 (33) 優先権主張国 オーストラリア(AU)

(73) 特許権者
 ソメド プロプライエタリイ リミテッド
 オーストラリア国 2041 ニューサウス
 ウエールズ、バルメイン、ファーフ ロー
 ド 25エイ
 (74) 代理人 弁理士 浅村 皓
 (74) 代理人 弁理士 浅村 肇
 (74) 代理人 弁理士 森 徹
 (74) 代理人 弁理士 吉田 裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】鼾を検出し記録する装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

圧力または加速検出器が生成した電気信号を受信する信号受信手段を有する信号処理手段を備える、患者の鼾を検出する装置で、前記圧力または加速検出器が、鼾をかいている間に存在する患者の気道の可聴音以下の振動と患者の呼吸サイクルとの両方を検出して、その可聴音以下の振動を表す第1電気信号および患者の呼吸サイクルを表す第2電気信号を生成するようになっている装置。

【請求項 2】

可聴音以下の振動が 10 ~ 100 Hz の範囲の周波数を有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

装置が、患者の気道の可聴音以下の振動を示す出力を生成する出力手段を含む、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

呼吸サイクルが 0 Hz より大きく 2 Hz 以下の周波数を有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

装置が、可聴音以下の振動および患者の呼吸サイクルを示す出力を生成する出力手段を含む、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 6】

前記圧力または加速検出器を、浮動圧電変換器を含む集積回路を備える加速検出器および圧電変換器を備える圧力検出器で構成したグループから選択する、請求項 1 に記載の装置

。【請求項 7】

前記圧電変換器が圧電合成プラスチック材料である、請求項 6 に記載の装置。

【請求項 8】

前記圧電合成プラスチック材料が、フッ化ポリビニリデン（P V D F）である、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 9】

前記圧電変換器が、患者が睡眠できるマットレスの上または下に配置される、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 10】

前記信号処理手段が、さらに、第 1 電気信号の発生を第 2 電気信号と比較し、比較結果を示す出力を生成するコンパレータ手段を含む、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 11】

前記信号処理手段が、第 1 および第 2 電気信号を分析して、閉塞性睡眠無呼吸の発現に特有の信号の発生を調べる、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 12】

前記信号受信手段が、患者の付近に配置された少なくとも 1 つの音響変換器から信号を受信するように配置される、請求項 1 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

発明の分野

本発明は患者の鼾を検出し記録する装置および方法に関する。

背景技術

睡眠中にしか存在が明白にならない、または少なくとも睡眠中に明らかに悪化する疾病および疾患が幾つかある。睡眠に関連した疾患の 1 つに閉塞性の睡眠中無呼吸がある。この疾患のある患者は、熟睡中に上気道閉塞の発現を繰り返す。この閉塞発現中に、気道を通る患者の肺への空気流がない期間が、通常は 10 ~ 40 秒の範囲で存在する。この状態は通常、患者の覚醒によって終了する。

睡眠無呼吸の軽度な場合、患者は一晩に 6 ~ 8 時間の睡眠中、閉塞が 2、3 回しか発現しないこともある。より重度な場合には、発現が反復して発生し、試験によると、一晩の睡眠中に 400 ~ 500 回の閉塞の発現がある患者もいる。このような高レベルの閉塞、およびその結果としての脳への酸素レベルの反復する低下は、重要な健康上の問題を引き起こす可能性があり、患者の死亡率が高くなることが知られているが、これはおそらく心臓血管疾患および発作による罹患率の上昇によるものである。患者は、日中の高レベルの眠けも呈し、これは患者が交通事故または産業災害に関与する危険性を上昇させる。現在、任意の同時点で男性の約 10 %、女性の約 5 % が何らかの形の睡眠無呼吸に苦しんでいることが認識されている。

閉塞性の睡眠無呼吸は、現在、日中の眠けなどの日中の多数の症状、およびベッド・パートナーが目撲した「呼吸が止まった」という発現によって、広く認識されている。しかし、激しい鼾が睡眠無呼吸の最も一般的で特徴的な徴候である。

鼾は、ほぼ遍く知られ、睡眠中の個人の喉で発生する騒音によって特徴付けられる。鼾は、実際、睡眠に非常に密接に結びついているので、その存在は、個人が睡眠中であるという積極的および特徴的な表示である。

鼾は、通常は喉のレベルで気導管の振動によって発生する騒音である。これは通常は吸息（吸入）中に発生するが、呼息（吐出）中にも発生することがあり、睡眠サイクルの両位相で発生することもある。鼾は、睡眠で、喉を開いておくのに必要な喉の筋肉の筋緊張が失われた時に発生する。この筋緊張の喪失は、空気の通路を狭くし、肺への空気流レベルを不十分にする。この空気流の低下は検出され、人体の反射作用が自動的に呼吸するよう努力を増大する。その増大した努力によって、空気の通路の吸引圧が高くなり、喉の壁が振動して痙攣する。鼾は通常、喉の口咽頭部分で始まる。これは口腔と鼻腔とが結合して咽頭の口部で管を形成する領域である。この領域で、喉の背後で口蓋から垂れ下がる可動

10

20

30

40

50

構造である軟口蓋が、2本の通路のいずれかを呼吸管に接続するか決定する働きをする。通常、鼾は軟口蓋の痙攣時に発生する。この痙攣は気道内の圧力を上下させ、次に気道中および気道の周囲の他の構造が振動して、可聴倍音を生成すると音が発生する。

したがって、発症位置で気道が痙攣し、その結果、気道の吸引圧も変動すると、鼾の根底にある生理的性質が開始する。この圧力変動が全方向に放射し、それには鼻および口の外側も含まれ、肺および胸壁に戻る。圧力の上限は、他の組織も振動させ、倍音が形成されて、可聴音を生じる。

鼾として広く知られる可聴音は、ある範囲の組織の振動と、それで形成される倍音との結果である。音は複雑な動作および鼻構造による様々な濾過の結果である。これに対して、その音をもたらす気道の圧力変動は聞き取れない。根底となる圧力変動の存在を実証する最も簡単な方法は、随意に鼾をかくことである。これは、わずかな訓練で実行できる。喉を弛緩し、口を開け、強く息を吸う努力をする。これを実行することにより、大抵の人は軟口蓋を痙攣させ、鼾音を発生することができる。この行為中に鼻を観察すると、鼻の入口の壁が、気道に沿って伝達された低周波の聞こえない圧力波の結果、振動しているのが見える。

鼾は睡眠無呼吸の最も一般的で特徴的な症状であるが、人の鼾が甚だしいからといって、睡眠無呼吸であるとは限らない。したがって、激しい鼾が報告されただけでは、睡眠無呼吸の存在を断定的に診断するか除外するための十分な情報は得られない。しかし、被験者が睡眠無呼吸を発現すると、鼾のパターンが通常は変化する。呼吸サイクルと等しい時間シーケンスで発生する規則的でリズミカルな鼾の音ではなく、通常は数回の大きな鼾の呼吸が突然発生し、その間に閉塞を示す15～50秒の比較的長い沈黙の期間がある。このシーケンスは、通常は数分または数時間もある規則的に発生するパターンで生じる。

この鼾の特徴的なパターンの認識は、大人の睡眠無呼吸の存在の診断に用いられてきた。音の記録に基づく多くの装置があり、その多くは鼾を特定する診断装置として使用されている。それらの装置には、患者の部屋や喉、あるいは患者の耳に入れた補聴器に配置したマイクロホンまである。音分析システムを使用して音のサインを特徴付け、一晩で記録した鼾の回数や無呼吸の回数をカウントする装置もある。多くの医師は、患者に自分の鼾を記録し、特徴的な音のパターンを聞けるようにテープを返却するよう依頼する。この方法は非常に優れている。というのは、鼾の典型的な音と、睡眠無呼吸を示す典型的な乱れた鼾のパターンとを容易に検出することができる医者の耳を、分析システムとして使用するからである。しかし、録音を再生しなければならず、今日まで定量分析を提供する効率的な方法がないので、これは非実用的な方法である。

音のみを記録することの問題は、特に、誰かの話し声やドアをバタンと閉じる音、背景のラジオやテレビ、外を通過する自動車やトラック、あるいは室内の他の人の鼾でさえ、他の音と区別するのも困難なことである。この問題に対応するため、通常は、独立した呼吸手段を使用して、鼾の音を呼吸サイクルにタイムロックする。呼吸を測定する典型的な装置は、患者に取り付けて口または鼻の気流を測定する、サーミスタと圧力変換器、または同様に患者に取り付けて胸部の動きをモニタする装置である。

発明の開示

本発明は、信号処理手段を有した、患者の鼾を検出する装置であり、この信号処理手段は、鼾中に存在する患者の気道の可聴音以下の振動を表す第1電気信号を生成可能な圧力または加速検出器が発生する電気信号を受信する信号受信手段を備えている。

本発明の好ましい実施形態では、圧力または加速検出器は患者の呼吸サイクルを表す第2電気信号を生成することができる。人間の呼吸速度は、病気や労作などの要因により大きく変化するが、睡眠中の人の呼吸サイクルの周波数は通常、0 Hzより大きく、2 Hz以下の範囲に入る。圧力または加速検出器が、呼吸サイクルを表す第2電気信号を生成することの利点は、可聴音以下の振動の発生を、呼吸サイクルにタイムロックできることである。第1電気信号のピークが、吸息または呼息の間に発生する場合、これは、受信した第1電気信号が、実際には鼾中に気道に存在する可聴音以下の振動を示すことを確認する

圧力または加速検出器は、患者が眠るベッドのマットレス上、またはその下に配置することができる。この配置構成は、センサの取付けにより患者に生じる不快感がないので、特に有利である。この配置構成は、長時間の睡眠中に、患者に取り付けたセンサが外れたり、接続が切れたりする高い危険性も回避する。圧力または加速検出器は、マットレスの上下に取り付けるのではなく、ベッドのフレームに取り付けるか、枕に組み込むこともできる。圧力または加速検出器は、患者の耳に入れる補聴器に取り付けてもよい。

圧力検出器は、圧電変換器で構成することができ、加速検出器は浮動圧電変換器を含む集積回路で構成することができる。好ましい実施形態では、圧力検出器は、フッ化ポリビニリデン（以下 P V D F と呼ぶ）などの圧電プラスチック材料またはその類似品または派生族の 1 枚または複数のシートを備える。P V D F は、本発明には理想的な材料である。というのは、ヘルツ以下（つまり 1 秒間に 1 サイクル未満）からキロヘルツのレベルの潜在的周波数応答を有するからである。さらに、この材料は非常に感度が高く、きわめて小さい動きにも比較的大きい電圧を発生する。たとえば、低レベルの音圧を検出する感度の高いマイクロホンとして作用することができる。本発明では、P V D F のマイクロホン特性を使用して、基本的に、鼾の特徴的な可聴音を引き起こす患者の気道の可聴音以下の振動を「聞く」。本発明は、このプラスチックの頑丈な物理的特性を利用して、鼾の間の気道の振動および患者の呼吸サイクルを特徴付け、その行為の優勢な周波数成分を特定し、比較することによって各行為を明確に分離して、気道の振動および呼吸動作の信号として記録し特定できる電気信号を生成することができる。

圧電プラスチック材料は、この材料の層を強靭なゴムまたはプラスチックの裏打ち板に取り付けるが、空気のスペースはあってもなくてもよい。マットレス全体の複数層の圧電材料も、適宜、使用することができる。

圧力または加速検出器は低周波（つまり 0 ~ 2 ヘルツ）の動作を検出し、これをデジタル処理して増幅し、患者の呼吸サイクル（吸息および呼息）を表す信号を与えることができる。患者が鼾をかくと、圧力または加速検出器は鼾の可聴音の根底にある患者の気道の可聴音以下の痙攣振動も検出する。この振動は、通常は 10 ~ 100 ヘルツで生じ、これもデジタル処理されて増幅され、患者の鼾を示す気道の痙攣振動を表す信号を与える。次に、この信号をリアルタイムで表示し、臨床医は鼾が発生したかモニタすることができ、発生した場合は、鼾のパターンおよびその鼾の強度を判別する。信号は、保存して処理し、その後の分析のために出力を生成することができる。第 1 および第 2 信号は、コンパレータ手段で比較することもでき、これは第 1 電気信号と第 2 電気信号を比較して、その比較結果を示す出力を生成する。たとえば、比較して、第 1 電気信号が、測定した呼吸サイクルから決定されるような吸息または呼息と一致しない場合は、コンパレータ手段が、測定した第 1 電気信号が実際には気道の振動を表さないことを示す。

その後の分析で、測定した鼾パターンを、呼吸サイクルと比較して、部分的な上気道閉塞または無呼吸が発生しているか判別することができる。最も一般的な無呼吸は、気道にまったく空気流がない閉塞性無呼吸である。本発明の装置は、このような無呼吸を容易に識別するか、識別を可能にすることができる。典型的な無呼吸の発現では、鼾が検出される一連の吸息、および鼾をかかない一連の吸息動作のサイクルがある。無呼吸の発現の発生は、閉じた気道に対する呼吸動作および気道を開けるための呼出努力の分析によって、さらに確認される。

本発明は、患者に鼾の徵候や少なくとも激しい鼾がなく、上気道の部分的閉塞に悩んでいる状況で、特に有利である。これは特に、上気道の部分的閉塞が一般的であるが、鼾が頻繁には特定されない幼児に当てはまる。その一つの理由は、幼児の気道周辺の組織は、成人と非常に異なるので同じ方法では振動せず、したがって同じ可聴音は発生しない。したがって、本発明は、鼾の可聴音を検出しモニタするようになっている方法または装置によっては検出されない、または少なくとも容易には検出されない幼児の上気道機能不全を検出するのに適する。

本発明のさらなる実施形態では、音響変換器またはマイクロホンを患者の近傍に配置することができる。この音響変換器から生成される電気信号を使用して、ベッドの患者の下に

10

20

30

40

50

通常配置される圧力または加速検出器から受信した信号とクロスチェックすることができる。音響変換器からの信号は、主に2つの方法に使用できる。まず、気道の何らかの振動の検出と同時に室内の音を検出した場合は、鼾を検出したと推定できる。あるいは、通過する交通手段などの環境に存在する他の音を識別して拒否し、装置から提供される出力から、これらの信号の考察を削除するのに使用することができる。

本明細書で述べる装置からの出力は、患者が使用して睡眠無呼吸の症状を軽減する鼻部持続的気道陽圧法（鼻部CPAP）など、気道陽圧装置の操作を制御する信号を提供するのに使用することができる。鼻部CPAPは、睡眠無呼吸の患者にとって、現在選択される治療法である。この治療では、患者は、わずかに高い大気圧を有する鼻部マスクから呼吸する。この圧力は、上気道に副木を施し、鼾および無呼吸を防止する。現代版のこの装置は、鼾の有無に応じて自動的に圧力を調節する。本明細書で述べる装置を使用する可聴音以下の気道の振動の検出は、第2のクロスチェック信号を提供する、つまり鼻部CPAP装置の主要制御信号として働くことができる。この原則のもう一つの適用は、移植可能なセンサ版を使用して、上気道の電気ペース調整に制御信号を提供し、鼾または無呼吸を治療することである。

記録された出力の表示は、アナログおよびデジタル・レコーダおよび紙のハード・コピーを使用することができる。好ましい方法では、後に再生するかリアルタイムでコンピュータ画面に再生するため、出力をディスクにデジタル記録する。

【図面の簡単な説明】

以下で例証により、本発明の好ましい実施形態を、添付図面を参照しながら説明する。

20

図1は、本発明による、患者の鼾パターンを検出し、記録する装置の概略図である。

図2は、本発明による装置からの振幅対時間のプリントアウトで、患者が鼾をかいていない場合の出力を示す。

図3は、鼾をかいている患者からの出力を示す、振幅対時間のプリントアウトである。

図4は、無呼吸の発現に入った患者からの出力を示す、振幅対時間のプリントアウトである。

図5は、無呼吸の発現から出る患者からの出力を示す、振幅対時間のプリントアウトである。

発明の好ましいモード

患者の鼾パターンを検出し、モニタする装置を、図1の10で全体的に示す。

30

装置10は、睡眠中の患者13を支持するマットレス12上に配置した圧電フッ化ビニリデン（PVDF）シート・センサ11を含む。センサ11は、患者がマットレス12上で眠っている時に、センサ11が患者の胸の下になるよう、マットレス12の上に配置する。センサ11として使用する圧電PVDFは、多数の供給源から入手可能である。発明者が装置10の実験で現在使用しているPVDFは、オーストラリアの卸売業者Irendos Pty Limited（オーストラリア、ビクトリア州Glen Iris）を通じてAPM Incorporated（米国ペンシルベニア州Valley Forge）から提供された特殊用途設計キットで提供されたものである。

センサ11は、適切な電気リード線14によって、センサ11が生成した電圧信号を増幅する電子増幅装置15に接続される。次に、増幅信号を、デジタル信号処理回路16に渡し、これは、センサ11の信号出力から、患者の呼吸サイクルおよび鼾の可聴音の原因となる気道の振動の発現を示す信号を識別する。

40

安静な人間の典型的な呼吸サイクルは、1分間に12～14回である。この呼吸速度は、労作や疾病などの要因により大きく増加または減少することがある。しかし、睡眠中の人間の呼吸サイクルの典型は、0.01～2Hzの範囲の中にある。センサ11が生成した信号から呼吸サイクルを示す信号を検出するには、信号処理回路16が、この範囲の周波数を有する信号を識別するようにする。

鼾の可聴音を起因する気道の原因振動は、耳に聞こえない。実験により、鼾をかいている間の気道の振動周波数は、通常は10～100Hzの範囲にあることが分かっている。したがって、信号処理回路16は、この範囲の周波数を有する信号を識別するようにされる

50

。

この 2 つの周波数範囲で信号処理回路 16 から出力される増幅信号は、図 1 に示すように、表示手段 17 に供給することができる。表示手段は、紙のプリンタ 18、陰極線オシロスコープおよび / またはコンピュータ対応のディスプレイを備えることができる。いずれの場合にも、患者 13 をモニタする臨床医は、リアルタイムでディスプレイを見て呼吸サイクルをモニタし、患者 13 による鼾を示す気道振動の発現があれば、それをモニタすることができる。

代替実施形態では、信号処理手段 16 から出力された信号は、後に臨床医が再生し、分析するために、デジタル記録システム 19 およびコンピュータ・メモリに記憶させる。

本出願は、患者が日中の眠けなどの他の明白な症状を報告し、激しい鼾を訴える場合に、患者の睡眠無呼吸の発生を検出するのに特に適している。患者がマットレス 12 に横たわる前に、センサ 11 をマットレス 12 に適切に取り付け、リード線 14 で増幅器 15 に電気的に接続する。信号処理回路 16 および表示手段 17 のスイッチを入れ、睡眠中にセンサ 11 が検出する信号をモニタし、記録できる状態にする。次に、患者 13 はマットレス 12 に横たわり、通常の方法で寝入ることができる。装置 10 は、患者の皮膚に特殊なセンサを取り付ける必要がなく、これが臨床医の関与を減少させ、患者 13 への潜在的な不快感を軽減するので、特に有利である。

患者 13 は通常、臨床医が確実に患者の睡眠サイクルの適切な病像を描けるよう、一晩中モニタされる。検討したように、装置 10 は患者 13 の呼吸サイクルをモニタし、記憶する。装置 10 は、鼾の発現も検出し、記憶する。臨床医は、10 ~ 100 Hz の周波数範囲の信号のプリントアウトを見ることにより、患者の吸息または呼息に患者の気道の特徴的な振動を観察し、鼾が発生しているか判別することができる。10 ~ 100 Hz の範囲で吸息または呼息ではない信号が検出された場合は、この信号は鼾に関連させることはできず、患者 13 または周囲の環境によって生じた別の騒音として却下される。鼾を検出することの利点は、患者 13 が眠っていることを臨床医に特徴的に表示することである。これは、患者の睡眠無呼吸の発現を検出しようとする研究などの睡眠パターン研究で、人が実際に眠っているかモニタするために、先行技術で通常使用している EEG センサなどのセンサを、患者にさらに接続する必要がない、という利点を有する。

鼾を識別したら、装置 10 に記憶してある振動パターンを調べ、睡眠無呼吸の発現の発生を判別することができる。その発現は、鼾のサイクルの間隙によって識別することができる。というのは、気道が閉塞すると、患者からの対応する鼾が検出されずに、患者 13 が吸息動作をするからである。無呼吸が発生していること、呼吸サイクル信号出力によってさらに確認される。気道が閉鎖しているのに呼吸動作を行うと、動作のパターンが変化し、したがって閉塞性吸息努力が識別される。さらに、能動的呼息努力は、上気道を開こうとする反射作用の試みで、患者 13 によって行われる。この努力は通常、小さい呼気流を生成し、これは気道の振動を伴い、センサ 11 によって検出され、信号処理回路 16 および記憶手段によってそれぞれ処理され、保存される。

装置 10 を使用して発明者が実行した実験によると、装置 10 は、患者の鼾の間に存在する気道の振動の発生を容易に検出することができる。図 2 ~ 図 5 で描いたような振幅対時間のプリントアウトは、実際の使用中に本明細書で述べた装置 10 が生成するようなタイプの出力の一部を示す。

通常の呼吸をしている睡眠中の患者について装置 10 の典型的な出力を、図 2 に示す。装置 10 が生成する呼吸サイクル信号を、曲線 21 で示す。曲線 21 は、睡眠中に予想できる人間の呼吸サイクルの非常にリズミカルな性質を示し、部分 21 a は吸息、部分 21 b は呼息を示す。線 22 は、10 ~ 100 Hz の周波数範囲でセンサ 11 が生成する信号を示す。図 2 の出力 22 の迷走性の性質は、患者 13 の小さい動作を表す。しかし、患者が鼾をかいている間に気道に存在する可聴音以下の振動を示す信号は、受信されていない。図 3 は、鼾をかく患者について、装置 10 の典型的な出力を示す。再び、曲線 21 によって患者の呼吸サイクルのリズミカルな性質が描かれる。しかしこの場合、線 22 で描かれる 10 ~ 100 Hz の周波数範囲のセンサ 11 出力は、患者の吸息 21 a と一致する、振

10

20

30

40

50

幅増加 2/3 の比較的短い領域があることを示す。振幅増加 2/3 の領域は、鼾をかいている間に患者 1/3 の気道に存在する可聴音以下の振動を表す。図 3 に描かれた出力を調べる臨床医は、患者がこの出力時に鼾をかいていたと結論することができる。鼾は睡眠の特徴的な表示があるので、臨床医は患者がこの出力時に眠っていたと結論することもできる。

図 4 および図 5 は、それぞれ睡眠無呼吸の発現に入る、およびこれから出る患者の典型的な出力を表す。図 4 では、出力 2/2 で一連の鼾 2/3 が検出され、その後は有意な信号がない。鼾のない領域の開始と同時に、呼吸サイクル 2/1 は中断され、その後に一連の呼息動作があって、その結果、鼾はない。訓練された臨床医には、図 4 で描かれた出力は、睡眠無呼吸の発現の発現を示す。このシーケンスは図 5 で継続し、鼾がなく短い吸息動作の期間の後に、鼾および通常の吸息動作が再開する。図 4 および図 5 に描かれた無呼吸の発現は、激しい鼾をかく患者の場合は、一晩中連続的に発生することがある。

当業者には、広範囲に記載された本発明の精神または範囲から逸脱することなく、特定の実施形態で示した本発明に無数の変更や修正が施せることが明白である。したがって、本明細書の実施形態は、あらゆる意味で例証であり、限定的なものではないと見なされる。

10

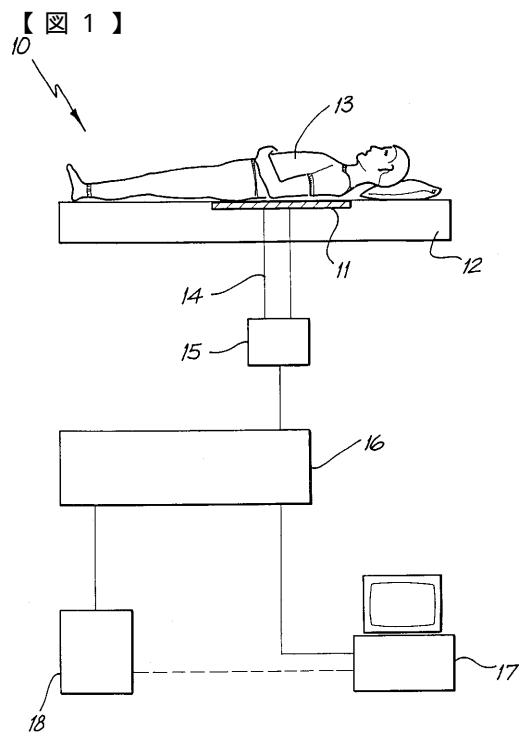


FIG. 1

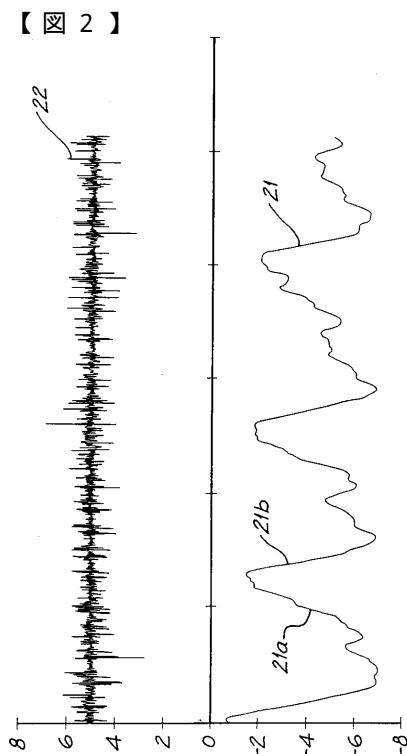


FIG. 2

【図3】

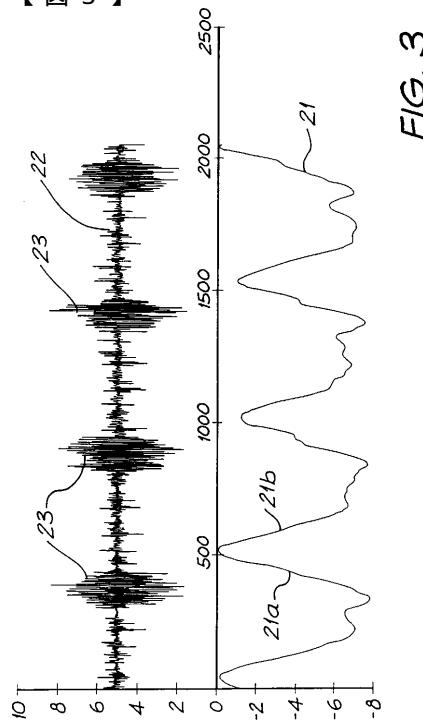


FIG. 3

【図4】

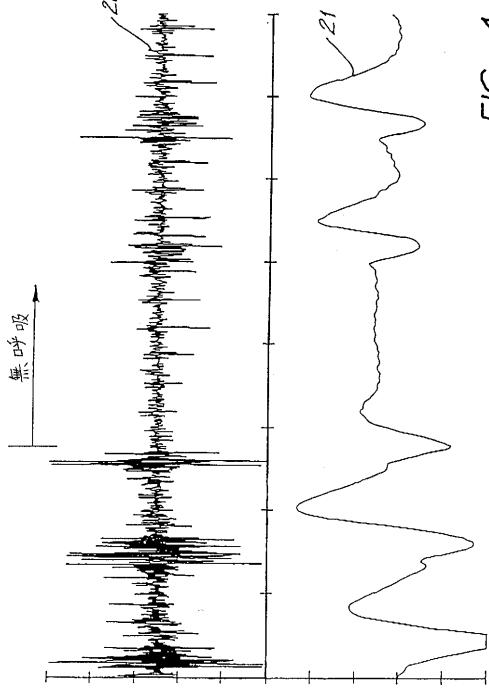


FIG. 4

【図5】

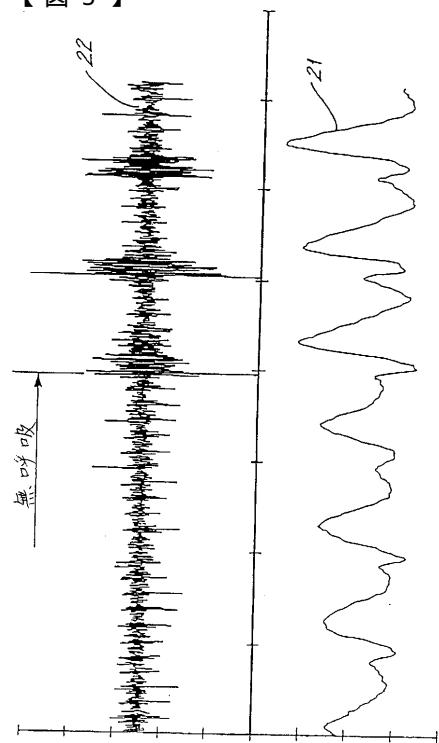


FIG. 5

フロントページの続き

(72)発明者 サリバン, コリン エドワード

オーストラリア国 2041 ニューサウスウェールズ, バルメイン, ウォーフ ロード 25エイ

審査官 上田 正樹

(56)参考文献 特開平06-327653 (JP, A)

特開平06-205746 (JP, A)

特開平08-131421 (JP, A)

国際公開第94/20018 (WO, A1)

英国特許出願公開第2208003 (GB, A)

国際公開第87/02577 (WO, A1)

特開平07-204166 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)

A61B 5/08

A61F 5/56