

(21)申請案號：112136256

(22)申請日：中華民國 112 (2023) 年 09 月 22 日

(51)Int. Cl. : A61B5/02 (2006.01)

A61B5/08 (2006.01)

A61B5/11 (2006.01)

A61N1/362 (2006.01)

(30)優先權：2022/09/29 日本

2022-157010

(71)申請人：日商積水化學工業股份有限公司(日本) SEKISUI CHEMICAL CO., LTD. (JP)
日本

(72)發明人：白坂康之 SHIRASAKA, YASUYUKI (JP)；上西章太 UENISHI, AKIHIRO (JP)；松崎純一 MATSUZAKI, JIYUNICHI (JP)；石井徹哉 ISHII, TETSUYA (JP)

(74)代理人：閻啓泰；林景郁

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：25 項 圖式數：23 共 66 頁

(54)名稱

資訊處理系統、資訊處理裝置、控制方法、及程式

(57)摘要

本發明之資訊處理系統(100)從由偵測對象者之軀體發出之振動之感測器(11)輸出的偵測訊號中擷取壓力訊號及呼吸訊號，基於壓力訊號之強度之變動來判定對象者之呼吸期，並基於呼吸訊號來判定與呼吸相關之聲音中是否包含異常音。資訊處理系統(100)於與呼吸相關之聲音中包含異常音之情形時，推定異常音出現於呼氣區間與吸氣區間中之哪一呼吸期。

無

指定代表圖：

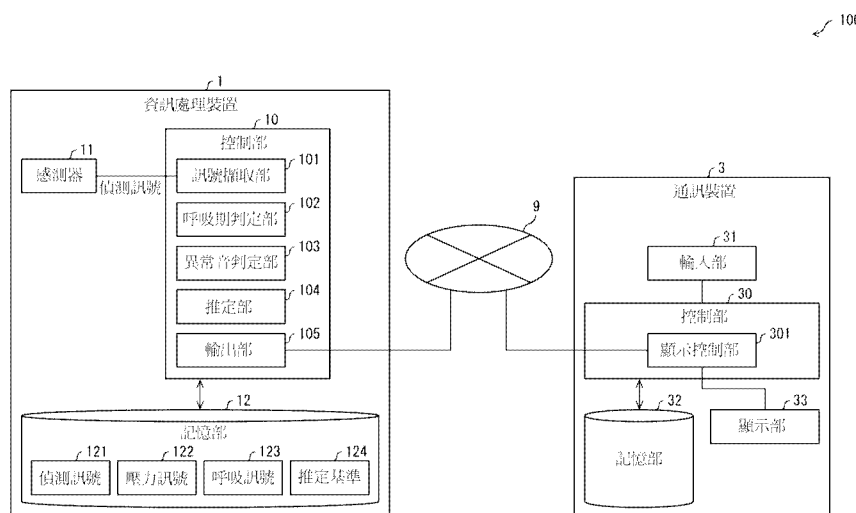


圖5

符號簡單說明：

1:資訊處理裝置

3:通訊裝置

9:通訊網路

10:控制部

11:感測器

12:記憶部

30:控制部

31:輸入部

32:記憶部

33:顯示部

101:訊號擷取部

102:呼吸期判定部

103:異常音判定部

104:推定部

105:輸出部(健康狀態
輸出部)

121:偵測訊號

122:壓力訊號

123:呼吸訊號

124:推定基準

301:顯示控制部

【發明摘要】

【中文發明名稱】 資訊處理系統、資訊處理裝置、控制方法、及程式

【英文發明名稱】 Information Processing System, Information Processing Device, Control Method, and Program

【中文】

本發明之資訊處理系統（100）從由偵測對象者之軀體發出之振動之感測器（11）輸出的偵測訊號中擷取壓力訊號及呼吸訊號，基於壓力訊號之強度之變動來判定對象者之呼吸期，並基於呼吸訊號來判定與呼吸相關之聲音中是否包含異常音。資訊處理系統（100）於與呼吸相關之聲音中包含異常音之情形時，推定異常音出現於呼氣區間與吸氣區間中之哪一呼吸期。

【英文】

無

【指定代表圖】 圖5

【代表圖之符號簡單說明】

- 1:資訊處理裝置
- 3:通訊裝置
- 9:通訊網路
- 10:控制部
- 11:感測器
- 12:記憶部
- 30:控制部

- 31:輸入部
- 32:記憶部
- 33:顯示部
- 101:訊號擷取部
- 102:呼吸期判定部
- 103:異常音判定部
- 104:推定部
- 105:輸出部（健康狀態輸出部）
- 121:偵測訊號
- 122:壓力訊號
- 123:呼吸訊號
- 124:推定基準
- 301:顯示控制部

【特徵化學式】

無

【發明說明書】

【中文發明名稱】 資訊處理系統、資訊處理裝置、控制方法、及程式

【英文發明名稱】 Information Processing System, Information Processing Device, Control Method, and Program

【技術領域】

【0001】 本發明係關於一種偵測對象者發出之振動之資訊處理系統等。

【先前技術】

【0002】 業界開發出多種方法來測量對象者發出之振動(包括與呼吸相關之聲音、心跳等)。例如於專利文獻1中記載有一種技術，非侵入地監視睡眠中之對象者之至少一種呼吸模式與至少一種心跳模式中之一者或兩者。

[先前技術文獻]

[專利文獻]

【0003】 [專利文獻1]日本專利特開2009-501557號公報

【發明內容】

[發明所欲解決之課題]

【0004】 根據與對象者之呼吸相關之聲音中所包含之異常音(包括捻髮音、水泡音等副雜音(adventitious sounds))之種類，而獲得關於該對象者所患疾病之資訊。為了特定出異常音之種類，有時重要的是該異常音出現於對象者之呼吸之呼氣區間與吸氣區間中之哪一區間。

[解決課題之技術手段]

【0005】 為了解決上述課題，本發明之態樣1之資訊處理系統具備：感測

器，其於不接觸對象者之位置或接觸上述對象者之軀體之位置偵測上述軀體發出的振動；訊號擷取部，其從由上述感測器輸出之偵測訊號中擷取表示施加給上述感測器之壓力之壓力訊號、及表示與上述對象者之呼吸相關之聲音之呼吸訊號；呼吸期判定部，其基於上述壓力訊號之強度之變動來判定上述對象者之呼氣區間及吸氣區間；異常音判定部，其基於上述呼吸訊號來判定與上述呼吸相關之聲音中是否包含異常音；及推定部，其於與上述呼吸相關之聲音中包含異常音之情形時，推定該異常音出現於上述呼氣區間與上述吸氣區間中之哪一區間。

[發明之效果]

【0006】 根據本發明之一態樣，能夠精度良好地推定與對象者之呼吸相關之聲音中所包含之異常音出現的呼吸期（呼氣區間或吸氣區間）。

【圖式簡單說明】

【0007】

[圖1]係表示本發明之一實施形態之資訊處理系統之構成的一例之概念圖。

[圖2]係表示上述資訊處理系統之資訊處理裝置之概略構成的一例之圖。

[圖3]係表示上述資訊處理系統之資訊處理裝置之概略構成的另一例之圖。

[圖4]係表示上述資訊處理系統之資訊處理裝置之概略構成的又一例之圖。

[圖5]係表示上述資訊處理系統之構成之一例之功能方塊圖。

[圖6]係對偵測訊號中所包含之各種訊號進行說明之圖。

[圖7]係對異常音中所包含之副雜音之分類及與各副雜音對應的代表性病例進行說明之圖。

[圖8]係表示上述資訊處理系統之構成進行之處理之流程的一例之流程圖。

[圖9]係表示上述資訊處理系統之通訊裝置之顯示部所顯示之顯示畫面的一例之圖。

[圖10]係表示上述資訊處理系統之構成之變形例之功能方塊圖。

[圖11]係表示本發明之實施形態2之資訊處理系統之構成的一例之功能方塊圖。

[圖12]係表示上述資訊處理系統進行之處理之流程的一例之流程圖。

[圖13]係表示上述資訊處理系統之通訊裝置之顯示部所顯示之顯示畫面的一例之圖。

[圖14]係表示上述資訊處理系統之構成之變形例之功能方塊圖。

[圖15]係表示上述資訊處理系統之構成之另一變形例之功能方塊圖。

[圖16]係表示本發明之實施形態3之資訊處理系統所具備之異常音判定部進行之處理的流程之流程圖。

[圖17]係表示本發明之實施形態3之資訊處理系統所具備之異常音判定部進行之處理的具體例之圖。

[圖18]係表示本發明之實施形態3之資訊處理系統所具備之異常音判定部進行之處理的結果之圖。

[圖19]係表示本發明之實施形態3之資訊處理系統所具備之異常音判定部進行之處理的結果之圖。

[圖20]係表示本發明之實施形態3之資訊處理系統所具備之異常音判定部進行之處理的具體例之圖。

[圖21]係表示本發明之實施形態3之資訊處理系統所具備之異常音判定部進行之處理的具體例之圖。

[圖22]係表示本發明之實施形態3之資訊處理系統所具備之異常音判定部進行之處理的具體例之圖。

[圖23]係表示本發明之實施形態3之資訊處理系統所具備之異常音判定部進行之處理的結果之圖。

【實施方式】**【0008】** 〔實施形態1〕

以下，參照圖1～圖10，對本發明之一實施形態詳細進行說明。

【0009】 （資訊處理系統100之概要）

本發明之實施形態1之資訊處理系統100，係基於由感測器輸出之偵測訊號，來推定與對象者W1之呼吸相關之聲音中所包含之異常音出現於呼氣區間與吸氣區間中之哪一呼吸期的系統，上述感測器於不接觸對象者W1之位置或接觸對象者W1之軀體之位置偵測對象者W1之軀體發出的振動。

【0010】 於本說明書中，「對象者」典型而言為需要由醫務人員W2等進行監控之人，如躺在床上等之患者等。「偵測訊號」係表示對象者W1發出之振動之訊號，其係由感測器輸出之原始資料、對該原始資料實施放大處理或雜訊去除處理後之資料。雜訊去除處理例如可藉由對原始資料之2000 Hz以上之區域實施過濾處理來進行。對象者W1之「軀體」之典型例為對象者W1之胸部、腹部及背部中之至少任一者，但亦可為除此以外之部位。

【0011】 （資訊處理系統100之構成）

首先，利用圖1對資訊處理系統100之構成進行說明。圖1係表示資訊處理系統100之構成之一例之概念圖。

【0012】 如圖1所示，資訊處理系統100可具備資訊處理裝置1及通訊裝置3。資訊處理系統100所具備之資訊處理裝置1及通訊裝置3之數量可分別為1個，亦可為複數個。

【0013】 資訊處理裝置1對由感測器11（參照圖5）輸出之表示對象者W1之軀體發出之振動之偵測訊號進行解析，上述感測器11於不接觸對象者W1之位置或接觸對象者W1之軀體之位置偵測對象者W1之軀體發出的振動，於與該對象

者W1之呼吸相關之聲音中包含異常音之情形時，推定該異常音出現於呼氣區間與吸氣區間中之哪一呼吸期，並將推定結果向外部輸出。

【0014】 資訊處理裝置1亦可將從偵測訊號中擷取之呼吸訊號中所包含之表示異常音之異常音訊號之頻率特性的相關資訊與推定結果一同向外部輸出。進而，資訊處理裝置1亦可將推定異常音為何種副雜音之推定結果向外部輸出。進而，資訊處理裝置1亦可將與推定出之副雜音之種類對應之健康狀態之相關資訊向外部輸出。推定結果等之輸出目的地典型而言為通訊裝置3。通訊裝置3典型而言為醫務人員W2等使用之電腦、智慧型手機、平板終端（tablet terminal）等，例如設置於護士中心。

【0015】 資訊處理裝置1亦可進而推定包含於呼吸訊號之異常音中所含之副雜音之種類，並將副雜音之種類之推定結果向外部（例如通訊裝置3）輸出。

【0016】 感測器11設置於不接觸對象者W1之位置或接觸對象者W1之軀體之位置。感測器11亦可設置於對象者W1躺臥之床。感測器11之設置位置可為床墊下之床與床墊之間，亦可為床墊上之床單與床墊之間。又，於對象者W1穿上衣服之情形時，感測器11之設置位置可為床之最上表面。當設置於該等位置時，感測器11典型而言以形成為薄板狀（片狀）為佳，藉此，能夠將感測器11安裝於各種位置。

【0017】 如上所述，於資訊處理系統100中，由於使用設置在不接觸對象者W1之位置或接觸對象者W1之軀體之位置的感測器11，故而對象者W1無須處於規定之偵測用區域，又，無須做出規定之偵測用姿勢。

【0018】 再者，資訊處理裝置1與通訊裝置3可直接連接，亦可如圖1所示，經由通訊網路9可通訊地連接。通訊網路9之形態不受限定，可為區域網路（LAN），亦可為網際網路。

【0019】 又，資訊處理系統100除了資訊處理裝置1及通訊裝置3以外，亦

可具備與資訊處理裝置1及通訊裝置3可通訊地連接之伺服器裝置（未圖示）。例如，伺服器裝置可為針對每個對象者W1記憶並管理由複數個資訊處理裝置1發送之推定結果之構成。亦可為醫務人員W2等能夠使用通訊裝置3訪問伺服器裝置，參照各對象者W1之推定結果。

【0020】 （資訊處理裝置1之構成）

接下來，參照圖2～圖4及圖6，並利用圖5對資訊處理裝置1之外觀及概略構成進行說明。圖5係表示資訊處理裝置1之構成之一例之功能方塊圖。

【0021】 如圖5所示，資訊處理裝置1具備感測器11、控制部10及記憶部12。

【0022】 [感測器11]

感測器11係能夠於不接觸對象者W1之位置或接觸對象者W1之軀體之位置偵測該對象者W1之軀體發出之振動的感測器。感測器11之種類並無特別限定。例如，感測器11為壓電感測器。若採用壓電感測器作為感測器11，則容易薄型化，故而能夠降低造成對象者不適之可能性。作為壓電感測器，例如可例舉：對於壓縮變形產生電流之壓電感測器、對於伸長變形產生電流之壓電感測器、或對於扭轉變形產生電流之壓電感測器等。於欲更高精度地進行偵測之情形時，較佳為應用因壓縮變形而產生電流之壓電感測器作為感測器11。另一方面，於欲以更高精度偵測頻率較低之訊號之情形時，較佳為應用包含發泡體之壓電感測器作為感測器11。

【0023】 感測器11較佳為所能偵測之振動之頻帶較寬者。藉此，無須配置頻帶不同之多種感測器，便於醫務人員W2進行維護及管理，方便性提高。

【0024】 圖2～圖4係表示資訊處理裝置1之概略構成之例之圖。如圖1所示，感測器11可設置於對象者W1躺臥之床上之支持軀體之位置。在感測器11設置於床之情形時，如圖2所示，感測器11以形成為薄板狀（片狀）為佳。或者如圖3所示，感測器11亦可設置於對象者W1落坐之椅子上之支持軀體之位置。藉此，

感測器11能夠偵測躺在床上之狀態或坐在椅子上之狀態之自然體態之對象者W1之軀體所發出的振動。

【0025】 在感測器11設置於床之情形時，感測器11可設置於床墊上之床單與床墊之間。又，於對象者W1穿上衣服之情形時，感測器11可設置於床之最上表面。

【0026】 此外，如圖4所示，感測器11亦可設置於對象者W1穿著之衣服。圖4之5001表示感測器11於衣服上之設置例。又，圖4之5002及5003表示對象者W1穿上設置有感測器11之衣服之情況的一例。如圖4之5002所示，感測器11可以當對象者W1穿上衣服時感測器11位於對象者W1之胸部側之方式設置於衣服。又，如圖4之5003所示，感測器11亦可以當對象者W1穿上衣服時感測器11位於對象者W1之背部側之方式設置於衣服。

【0027】 又，在資訊處理裝置1之感測器11設置於對象者W1穿著之衣服之情形時，如圖4之5003所示，感測器11亦可設置於對象者W1穿著之衣服（圖4之符號X1）上之由該感測器11與軀體（圖4之符號X2）夾著衣服的位置。於此情形時，能夠在對象者W1與感測器11不接觸之情況下偵測對象者W1發出之振動。又，根據上述構成，即便於對象者W1自某場所移動至另一場所之情形時，只要對象者W1穿著具備感測器11之衣服，便能偵測對象者W1之軀體發出之振動。

【0028】 感測器11亦可具備1個或複數個偵測區域。於感測器11具備複數個偵測區域之情形時，感測器11可輸出於複數個偵測區域之各者中偵測到之偵測訊號。於感測器11形成為薄板狀之情形時，複數個偵測區域可於同一平面上並排配置。例如，圖2之3001所示之資訊處理裝置1具備具有1個偵測區域D之感測器11。圖2之3002所示之資訊處理裝置1具備具有排成3行之偵測區域D1～D3之感測器11。圖2之3003所示之資訊處理裝置1具備具有排成4列3行之偵測區域D1a～D3d之感測器11。

【0029】 例如，於圖2之3002所示之資訊處理裝置1之情形時，個別地輸出於偵測區域D1～D3之各者中偵測到之偵測訊號。同樣，於圖3之3003所示之資訊處理裝置1之情形時，個別地輸出於偵測區域D1a～D3d之各者中偵測到之偵測訊號。偵測區域D1a～D3d之各者例如可為10 cm見方。

【0030】 若採用具備複數個偵測區域之構成，則藉由對來自各偵測區域之偵測訊號個別地進行解析，並相互比較解析結果，能夠準確地特定出對象者W1之呼吸訊號中之異常音產生之部位。

【0031】 [控制部10及記憶部12]

於一例中，控制部10可為CPU (Central Processing Unit)。控制部10讀取記憶於記憶部12之軟體即控制程式，展開至RAM (Random Access Memory) 等記憶體中以執行各種功能。如圖5所示，控制部10具備訊號擷取部101、呼吸期判定部102、異常音判定部103、推定部104及輸出部105。再者，於圖5所示之記憶部12中，為了簡化說明而省略控制程式之圖示。

【0032】 訊號擷取部101獲取由感測器11輸出之偵測訊號，從獲取之偵測訊號中擷取表示施加給感測器11之壓力之壓力訊號、及表示與對象者W1之呼吸相關之聲音之呼吸訊號。

【0033】 感測器11可偵測對象者W1為產生源之多種頻率範圍之振動。因此，由感測器11輸出之偵測訊號係具有各種頻率特性之複數個振動相互重疊之訊號。於一例中，可為感測器11能夠獲取頻率為0.1 Hz以上1 Hz以下之壓力訊號、及頻率為20 Hz以上1000 Hz以下之呼吸訊號。再者，壓力訊號與呼吸訊號可基於頻率分量 (頻譜) 來區分。

【0034】 如此，資訊處理裝置1亦可具備所能偵測之振動之頻帶較寬之感測器11。藉此，無須於資訊處理裝置1中配置複數個不同種類之感測器，便於利用資訊處理系統100之醫務人員W2等對資訊處理裝置1進行維護及管理，故而資

訊處理裝置1之方便性提高。

【0035】 訊號擷取部101可對偵測訊號應用周知之頻率分離等方法而從偵測訊號中擷取壓力訊號及呼吸訊號。利用圖6對此進行說明。圖6係對偵測訊號中所包含之各種訊號進行說明之圖。如圖6所示，偵測訊號可藉由頻率分離而擷取出頻率特性不同之壓力訊號與呼吸訊號。

【0036】 訊號擷取部101亦可使用與各類副雜音之頻率對應之帶通濾波器從偵測訊號中擷取呼吸訊號。如下所述，圖7中記載有各類副雜音之頻率。例如，於從偵測訊號中擷取水泡音之情形時，可使用與250～500 Hz對應之帶通濾波器來擷取。

【0037】 訊號擷取部101將自感測器11獲取之偵測訊號、從偵測訊號中擷取之壓力訊號及呼吸訊號儲存於記憶部12（偵測訊號121、壓力訊號122及呼吸訊號123）。該等訊號亦可與時刻資訊一同被記憶，該時刻資訊表示檢測到作為擷取來源之偵測訊號之時刻。

【0038】 呼吸期判定部102基於由訊號擷取部101擷取之壓力訊號之強度之變動，判定對象者之呼氣區間及吸氣區間。例如，可將壓力訊號之強度展現出增加趨勢之區間設為吸氣區間，將壓力訊號之強度展現出減少趨勢之區間設為呼氣區間來判定呼吸期。

【0039】 異常音判定部103基於由訊號擷取部101擷取之呼吸訊號，判定與呼吸相關之聲音中是否包含異常音。異常音判定部103於下述（A1）～（A4）中之至少任一情形時判定為與呼吸相關之聲音中包含異常音。

（A1）呼吸訊號具有表示異常音之規定之頻率特性。

（A2）於呼吸訊號之每個頻帶內包含超過預先設定之強度之訊號。

（A3）於呼吸訊號之異常呼吸時所偵測之頻帶內包含超過預先設定之強度的訊號。

(A4) 呼吸訊號中正常呼吸時所偵測之頻帶內之訊號之強度與異常呼吸時所偵測之頻帶內之訊號之強度的比為規定閾值以上。

【0040】 上述(A1)中之「規定之頻率特性」設為各種副雜音所具有之不同頻率特性。例如如圖7所示，水泡音具有250~500 Hz之頻率特性，捻髮音具有500~1000 Hz之頻率特性，笛音具有400 Hz以上之頻率特性，鼾音具有200~250 Hz之頻率特性。於呼吸訊號具有該等頻率特性之情形時，可判定為與呼吸相關之聲音中包含異常音。

【0041】 上述(A2)中之「於每個頻帶內預先設定之強度」例如可設為獲取未達200 Hz之正常呼吸音之狀態下之100 Hz附近的訊號強度。

【0042】 上述(A3)中之「異常呼吸時所偵測之頻帶」例如可設為獲取到未達200 Hz之正常呼吸音之狀態下之200 Hz附近。「預先設定之強度」可設為獲取到未達200 Hz之正常呼吸音之狀態下之100 Hz附近的訊號強度。

【0043】 上述(A4)中之「規定閾值」例如設為獲取到未達200 Hz之正常呼吸音之狀態下之100 Hz附近的訊號強度。於在200 Hz附近檢測到與該規定閾值同等或其以上之訊號強度之情形時，可判定為與呼吸相關之聲音中包含異常音。

【0044】 推定部104基於呼吸期判定部102之判定結果或異常音判定部103之判定結果來推定副雜音之種類。關於副雜音之種類之推定，於推定部104中，基於異常音包含在呼氣區間與吸氣區間中之哪一區間、表示異常音之異常音訊號之頻率、呼氣區間或吸氣區間內之異常音之音壓變化、及出現異常音之時間間隔中之至少一者來推定副雜音之種類。該等推定參照儲存於記憶部12之推定基準124。

【0045】 推定基準124包含各種副雜音之特徵（出現區間、頻率特性、音壓變化、時間間隔等）之資訊。

【0046】 進而，推定部104亦可算出對包含異常音訊號之頻率之同一頻帶

之訊號之強度的時間變動進行平滑化後之平滑化強度，並根據平滑化強度來推定上述副雜音之種類。

【0047】 作為平滑化處理之一例，於本實施形態中，進行累計平均化。累計平均化可藉由累計測量出之許多個資料並進行平均化，來抵消訊號中所包含之雜訊使其減少。於本實施形態中，亦可隨著測量時間之經過，求出對包含異常音訊號之頻率之同一頻帶之訊號之強度進行累計平均化後的平滑化強度。又，作為平滑化處理之另一例，可例舉移動平均化等。藉由該等處理，能夠精度良好且感度良好地推定副雜音之種類。

【0048】 輸出部105可將推定部104之推定結果及基於推定結果之關於健康狀態之資訊輸出至通訊裝置3。所輸出之關於健康狀態之資訊可為經由通訊網路9獲取之資訊，亦可為預先記憶於記憶部12之資訊。

【0049】 （通訊裝置3之構成）

繼而，利用圖5對通訊裝置3之構成進行說明。通訊裝置3具備輸入部31、控制部30、記憶部32及顯示部33。

【0050】 輸入部31可為鍵盤、觸控面板及滑鼠等。控制部30讀取記憶於記憶部32之軟體即控制程式，並展開至RAM等記憶體中執行各種功能。控制部30具備使顯示部33顯示各種資訊之顯示控制部301。

【0051】 （異常音中所包含之副雜音與疾病之對應關係）

此處，舉出具體例來說明精度良好地推定與對象者W1之呼吸相關之聲音中所包含之副雜音之種類對於獲得關於對象者W1之健康狀態之準確資訊而言較為重要之原因。圖7係對副雜音之分類及與各種副雜音對應之代表性病例進行說明之圖。

【0052】 副雜音係與呼吸相關之聲音之異常音中所包含之聲音。副雜音包括「囉音（rale）」及「胸膜摩擦音」等。「囉音」有斷續性囉音及連續性囉音。

斷續性囉音包括水泡音及捻髮音，連續性囉音包含笛音、鼾音、喘鳴音 (stridor) 及哮鳴音 (squawk)。即，副雜音包括對象者W1之水泡音、捻髮音、笛音、鼾音、喘鳴音 (stridor)、哮鳴音 (squawk) 及胸膜摩擦音中之至少任一種。

【0053】 水泡音及捻髮音均具備具有間歇性，出現於吸氣區間之特徵。鼾音具備具有連續性，出現於呼氣區間與吸氣區間兩者之特徵。笛音具備具有連續性，出現於呼氣區間之特徵。

【0054】 於與對象者W1之呼吸相關之聲音中混入水泡音之情形時，對象者W1可能罹患肺炎、肺泡出血、心衰竭、肺氣腫等，於混入捻髮音之情形時，對象者W1可能罹患肺炎等。於與對象者W1之呼吸相關之聲音中混入笛音之情形時，對象者可能罹患COPD (慢性阻塞性肺病) 及支氣管哮喘等，於混入鼾音之情形時，對象者W1可能罹患慢性支氣管炎等。

【0055】 如此，若能基於與對象者W1之呼吸相關之聲音來推定副雜音之種類，便能推定並早期發現對象者W1可能罹患之疾病。但是，為了精度良好地診斷對象者W1之健康狀態，需要基於壓力訊號及呼吸訊號，先精度良好地推定對象者W1之呼氣區間及吸氣區間，並推定異常音出現於哪一呼吸期。若能推定異常音出現之呼吸期，便能精度良好地推定與對象者W1之呼吸相關之聲音中所包含之副雜音之種類。若採用本發明之資訊處理系統100，則能夠根據對象者W1之壓力訊號及呼吸訊號精度良好地推定對象者W1之呼氣區間及吸氣區間，且精度良好地推定與對象者W1之呼吸相關之聲音中所包含之異常音為何種副雜音。由此，醫務人員等能夠以較高精度診斷對象者之健康狀態。

【0056】 (資訊處理系統100進行之處理)

接下來，利用圖8對資訊處理系統100進行之處理之流程進行說明。圖8係表示資訊處理系統100 (例如資訊處理裝置1) 進行之處理之流程的一例之流程圖。

【0057】 首先，訊號擷取部101從由感測器11輸出之偵測訊號中擷取壓力

訊號及呼吸訊號（步驟S1）。

【0058】 接下來，異常音判定部103基於由訊號擷取部101擷取之呼吸訊號，判定與呼吸相關之聲音中是否包含異常音（步驟S2）。於判定為不包含異常音之情形時（於步驟S2中為否（NO）），處理返回至步驟S1。

【0059】 於判定為包含異常音之情形時（於步驟S2中為是（YES）），推定部104基於壓力訊號來推定異常音出現於呼氣區間與吸氣區間中之哪一區間（步驟S3）。

【0060】 推定部104進而基於呼吸期判定部102、異常音判定部103及儲存於記憶部12之推定基準124，推定異常音中所包含之副雜音之種類（步驟S4）。

【0061】 輸出部105（健康狀態輸出部）輸出推定部104中推定出之副雜音之種類、及根據推定部104中推定出之副雜音之種類而特定出之關於對象者之健康狀態的資訊（步驟S5）。

【0062】 再者，資訊處理系統100執行圖8所示之各處理之時點可任意設定。例如，資訊處理系統100可每隔規定期間（例如1小時）執行圖8所示之各處理，或者亦可於每次感測器11判定出對象者離開床時執行圖8所示之各處理。

【0063】 （顯示例）

利用圖9，針對在與對象者W1之呼吸相關之聲音中包含異常音且通訊裝置3從資訊處理裝置1獲取到以下（B1）～（B5）之情形時顯示部33示出的畫面顯示，進行說明。

（B1）推定該異常音出現於呼氣區間與吸氣區間中之哪一呼吸期所得之推定結果。

（B2）從偵測訊號中擷取之呼吸訊號。

（B3）表示異常音之異常音訊號之頻率特性。

（B4）推定副雜音之種類所得之推定結果。

(B5) 關於健康狀態之資訊。

【0064】 圖9係表示資訊處理系統100之通訊裝置3之顯示部33所顯示之顯示畫面的一例之圖。如圖9所示，顯示部33可顯示：顯示對象者W1之呼吸訊號之波形資料之區域R1、顯示表明表示異常音之異常音訊號之頻率特性及強度之聲譜圖之區域R2、以及顯示上述(B1)與(B4)之推定結果及上述(B5)之資訊之區域R3。圖9所示之區域R3中顯示有上述(B1)與(B4)之推定結果即「呼氣區間之異常音：有(笛音)」及「吸氣區間之異常音：無」、以及上述(B5)之資訊即「疑似支氣管哮喘。」。

【0065】 (資訊處理系統100之構成之變形例)

圖10係表示資訊處理系統100之構成之變形例之功能方塊圖。

【0066】 圖10所示之資訊處理系統100A與圖5所示之資訊處理系統100相比，不同點在於：將資訊處理裝置1之控制部10所具備之推定部104作為推定部201而配備於作為外部裝置之推定裝置2，而資訊處理裝置1A之控制部10A則不具備上述推定部104。推定裝置2具備控制部20及記憶部22。進而，控制部20具備推定部201及輸出部205。

【0067】 伴隨上述變形，於資訊處理裝置1A中，輸出部105將呼吸期判定部102及異常音判定部103之判定結果經由通訊網路9輸出至推定裝置2。

【0068】 推定部201參照輸出部105輸出之判定結果及儲存於記憶部22之推定基準221，來推定副雜音之種類及關於對象者W1之健康狀態之資訊。

【0069】 輸出部205將由推定部201推定出之副雜音之種類及關於對象者W1之健康狀態之資訊經由通訊網路9輸出至通訊裝置3。

【0070】 資訊處理系統100之構成不受限定。可如上所述採用新設置資訊處理裝置1所具備之各部作為外部裝置之構成，亦可採用彙集於1個裝置中之構成。

【0071】〔實施形態2〕

以下，對本發明之另一實施形態進行說明。再者，為便於說明，對具有與上述實施形態中所說明之構件相同之功能之構件附記相同符號，且不再重複其說明。

【0072】（資訊處理系統100B之構成）

利用圖11對採用如下構成之資訊處理系統100B進行說明，即，感測器11具備複數個偵測區域，且對在複數個偵測區域之各者中偵測到之偵測訊號（以下，區域別偵測訊號）進行解析。圖11係表示資訊處理系統100B之構成之一例之功能方塊圖。

【0073】 如圖11所示，資訊處理系統100B可具備資訊處理裝置1B及通訊裝置3。資訊處理裝置1B具備具有複數個偵測區域之感測器11、控制部10B及記憶部12。控制部10B除了訊號擷取部101、呼吸期判定部102、異常音判定部103、推定部104及輸出部105以外，還具備產生部位推定部106。

【0074】 產生部位推定部106基於從區域別偵測訊號之各者中擷取之呼吸訊號，推定對象者W1之體內之異常音之產生部位。

【0075】 此處，以資訊處理裝置1B具備產生部位推定部106之構成為例進行了說明，但並不限定於此。例如，亦可為通訊裝置3或未圖示之伺服器裝置具備產生部位推定部106。

【0076】（資訊處理系統100B進行之處理）

接下來，利用圖12對資訊處理系統100B進行之處理之流程進行說明。圖12係表示資訊處理系統100B進行之處理之流程的一例之流程圖。

【0077】 訊號擷取部101獲取從偵測區域（例如圖3所示之偵測區域D1～D4）之各者輸出之區域別偵測訊號，並從各區域別偵測訊號中擷取壓力訊號及呼吸訊號（步驟S1a）。

【0078】 繼而，產生部位推定部106基於從各區域別偵測訊號之各者中擷取之呼吸訊號，推定對象者W1之體內之異常音之產生部位（步驟S6）。例如，產生部位推定部106亦可特定出已輸出區域別偵測訊號之偵測區域之位置，將被推定為靠近特定出之位置之對象者之身體部位推定為異常音產生部位，上述區域別偵測訊號係擷取出包含最多異常音之呼吸訊號者。

【0079】 接下來，輸出部105輸出表示推定出之異常音產生部位之異常部位資訊（步驟S7）。

【0080】 若採用該構成，則資訊處理系統100B能夠精度良好地測量對象者W1之呼吸訊號，並且特定出與對象者W1之疾病相關之異常音產生部位。例如，若向醫務人員等提供輸出之呼吸訊號及異常音產生部位資訊，則醫務人員等除了診斷對象者W1之健康狀態以外，還能以較高精度診斷異常可能出現於對象者W1之身體之哪一部位。

【0081】 （顯示例）

利用圖13，針對在與對象者W1之呼吸相關之聲音中包含異常音且通訊裝置3從資訊處理裝置1B獲取到以下（B1）～（B6）之情形時顯示部33示出的畫面顯示，進行說明。

（B1）推定該異常音出現於呼氣區間與吸氣區間中之哪一呼吸期所得之推定結果。

（B2）從偵測訊號中擷取之呼吸訊號。

（B3）表示異常音之異常音訊號之頻率特性。

（B4）推定副雜音之種類所得之推定結果。

（B5）關於健康狀態之資訊。

（B6）異常部位資訊。

【0082】 圖13係表示資訊處理系統100B之通訊裝置3之顯示部33所顯示

之顯示畫面的一例之圖。如圖13所示，顯示部33除了顯示圖9所示之區域R1~R3以外，亦可進而顯示區域R4，該區域R4可顯示上述（B6）之關於對象者之異常部位資訊。圖13所示之例中，於區域R4內之模擬對象者之身體之正面及背面的圖中，將異常音產生部位表示為橢圓形之標記M。

【0083】 例如，醫務人員等能夠參照顯示於通訊裝置3之顯示，針對對象者之健康狀態、對象者罹患之疾病之種類與疾病之部位、及醫療干預對象者之必要性適當進行判斷。

【0084】 （資訊處理系統100B之構成之變形例）

利用圖14、圖15對資訊處理系統100B之構成之變形例進行說明。

【0085】 圖14係表示資訊處理系統之構成之變形例之功能方塊圖。圖14所示之資訊處理系統100C與圖11所示之資訊處理系統100B相比，不同點在於：作為外部裝置之推定裝置2A具備資訊處理裝置1B之控制部10B所具備之推定部104及產生部位推定部106，分別作為推定部201及產生部位推定部202，而資訊處理裝置1C之控制部10C則不具備這些推定部。推定裝置2A具備控制部20A及記憶部22。進而，控制部20A具備推定部201及輸出部205。

【0086】 伴隨上述變形，資訊處理裝置1C中之輸出部105將呼吸期判定部102與異常音判定部103之判定結果、及從區域別偵測訊號之各者中擷取之呼吸訊號經由通訊網路9輸出至推定裝置2A。

【0087】 推定裝置2A中之輸出部205將推定部201之推定結果、關於對象者W1之健康狀態之資訊、及產生部位推定部202之推定結果經由通訊網路9輸出至通訊裝置3。

【0088】 圖15係表示資訊處理系統之構成之另一變形例之功能方塊圖。圖15所示之資訊處理系統100D中，構成圖11所示之資訊處理系統100B及圖14所示之資訊處理系統100C之所有構成要素配備於資訊處理裝置1D。進而，資訊處理

裝置1D除了感測器11、控制部10D及記憶部12以外，還具備顯示部13。

【0089】 控制部10D除了訊號擷取部101、呼吸期判定部102、異常音判定部103、推定部104、輸出部105及產生部位推定部106以外，還具備使顯示部13顯示各種資訊之顯示控制部107。顯示部13顯示圖13所示之顯示畫面作為一例。

【0090】 資訊處理裝置1D亦可經由通訊網路9而與至少1個以上之通訊裝置3進行通訊。例如，可於複數個醫務人員W2各自擁有之智慧型手機、平板終端等通訊裝置3中亦顯示出顯示部13所顯示之資訊。

【0091】 圖14所示之資訊處理系統100C及圖15所示之資訊處理系統100D之構成為例，並不限定於此種構成。亦可任意地設置構成資訊處理系統之各部作為外部裝置。

【0092】 〔實施形態3〕

以下，對本發明之又一實施形態（實施形態3）進行說明。再者，為便於說明，對具有與上述實施形態中所說明之構件相同之功能之構件附記相同符號，且不再重複其說明。

【0093】 （資訊處理系統100E之概要）

本發明之實施形態3之資訊處理系統100E係具備異常音判定部103A之系統，該異常音判定部103A基於對表示與對象者W1之呼吸相關之聲音之呼吸訊號執行平均化處理後的結果，判定與呼吸相關之聲音中是否包含異常音。

【0094】 （資訊處理系統100E之構成）

資訊處理系統100E係於上述資訊處理系統100～100D中具備異常音判定部103A來代替各資訊處理裝置1～1D之異常音判定部103之系統。以下，關於資訊處理系統100E，以資訊處理系統100之資訊處理裝置1具備異常音判定部103A來代替異常音判定部103之系統為例進行說明。

【0095】 （異常音判定部103A進行之處理）

利用圖16對異常音判定部103A進行之處理之流程進行說明。圖16係表示異常音判定部103A進行之處理之流程的一例之流程圖。

【0096】 首先，異常音判定部103A從由感測器輸出之偵測訊號中擷取第1頻率以上之第1呼吸訊號、及第2頻率以下之第2呼吸訊號（步驟S10）。此處，第1呼吸訊號及第2呼吸訊號只要是不包含表示對象者W1之心跳之頻帶之呼吸訊號即可。即，第1頻率只要超過表示對象者W1之心跳之頻率之上限值即可，第2頻率只要低於表示對象者W1之心跳之頻率之下限值即可。一般而言，表示心跳之頻率因年齡或生活習慣等而不同，因此，第1頻率及第2頻率可根據對象者W1之年齡或生活習慣而任意地進行設定為宜。例如，關於第1頻率，於對象者W1為兒童之情形時，第1頻率可設定為3 Hz以上，於對象者W1為運動員之情形時，可設定為1.5 Hz以上，於對象者W1為普通成人之情形時，可設定為2.0 Hz以上。關於第2頻率，無論對象者W1之年齡或生活習慣如何，均可設定為1 Hz以下。藉此，能夠從表示與對象者W1之呼吸相關之聲音之呼吸訊號中去除表示心跳之頻率的訊號，從而能夠精度更高地判定有無異常音。

【0097】 又，第1頻率較佳為20 Hz以上，以便去除表示除聲音以外之振動等之訊號，進而，更佳為60 Hz以上，以便去除表示哼聲（hum）之訊號。擷取第1呼吸訊號及第2呼吸訊號之方法並無特別限定，於本實施形態中，使用帶通濾波器、低通濾波器等擷取第1呼吸訊號及第2呼吸訊號。亦可使用高通濾波器來代替帶通濾波器，以擷取第1呼吸訊號，但為了防止於數位處理中發生之混疊，於本實施形態中採用帶通濾波器。

【0098】 再者，上述第1呼吸訊號及第2呼吸訊號亦可對應於訊號擷取部101中擷取之呼吸訊號及壓力訊號。

【0099】 接下來，異常音判定部103A以規定之時間間隔分割步驟S10中擷取之第1呼吸訊號，並對其各者算出功率譜（步驟S11）。作為一例，異常音判定

部103A，可將第1呼吸訊號分割成與呼吸期判定部102判定出之呼氣區間及吸氣區間、或呼氣區間和吸氣區間組合成的呼吸區間對應之單位區間，並於各該單位區間算出功率譜。因此，分割第1呼吸訊號之規定之時間間隔可為各單位區間之時間間隔，亦可為任意設定之時間間隔。任意設定之時間間隔較佳為0.1秒以上0.8秒以下，更佳為0.1秒。即，對1個單位區間可算出複數個功率譜。再者，以下，以對每個單位區間算出第1呼吸訊號之功率譜之情形為例進行說明。

【0100】 接下來，異常音判定部103A決定於下述第1呼吸訊號之功率譜之平均化處理中作為起點之時刻（步驟S12）。作為一例，異常音判定部103A根據步驟S10中擷取之第2呼吸訊號，對單位區間之各者決定於第1呼吸訊號之功率譜之平均化處理中作為起點之時刻。此時，異常音判定部103A亦可進行從步驟S10中擷取之第2呼吸訊號中去掉振幅大於預先設定之標準振幅之大振幅訊號之處理。例如，可根據將大振幅訊號變更為上述標準振幅之第2呼吸訊號來決定作為起點之時刻，亦可根據去除大振幅訊號後之第2呼吸訊號來決定作為起點之時刻。

【0101】 接下來，異常音判定部103A進行步驟S11中算出之功率譜之平均化處理（步驟S13）。作為一例，異常音判定部103A使步驟S12中決定之各單位區間之作為起點之時刻一致地對各單位區間之第1呼吸訊號之功率譜執行平均化處理。此時，異常音判定部103A亦可進行從第1呼吸訊號中去掉振幅大於預先設定之標準振幅之大振幅訊號之處理。例如，可對將大振幅訊號變更為上述標準振幅之第1呼吸訊號之功率譜執行平均化處理，亦可對去除大振幅訊號後之第1呼吸訊號之功率譜執行平均化處理。再者，於該平均化處理中，將第1呼吸訊號之功率譜平均化之方法並無特別限定，可任意地決定。作為將第1呼吸訊號之功率譜平均化之方法之具體例，可例舉：功率譜之縱軸（頻率軸）之每個頻率之功率平均、功率譜之移動平均、或使用如下低通濾波器（低通IIR濾波器）之方法等。

【0102】 最後，異常音判定部103A基於第1呼吸訊號之功率譜之平均化處理之結果，判定與對象者W1之呼吸相關之聲音中是否包含異常音（步驟S14）。作為一例，異常音判定部103A於功率譜之方差與上述第1呼吸訊號之功率平均值之平方的比為規定閾值以上之情形時，判定為與對象者W1之呼吸相關之聲音中包含異常音。

【0103】 異常音判定部103A除了上述處理以外，亦可進行頻率基線修正處理。頻率基線修正處理，係於三維地（頻率×振幅×時間）展現功率譜之聲譜圖之各頻率處減去時間偏移之處理。具體而言，有於聲譜圖之顯示區間內減去對每個頻率進行時間平均而得之值之處理、或針對每個頻率於時間軸上使高通濾波器發揮作用而去除偏移之處理等。藉由進行頻率基線修正處理，能夠去掉雜音雜訊或馬達噪聲等集中於特定頻率之雜訊等。藉此，能夠於聲譜圖中突出因呼吸而產生之變化，因此，便於視覺上判斷與呼吸相關之聲音中是否包含異常音。

【0104】 於本實施形態中係以資訊處理裝置10E之異常音判定部103A執行上述各處理（步驟S10～S14）之情形為例，但執行該各處理之主體並不限定於異常音判定部103A。例如，亦可新設置平均處理部，由訊號擷取部101執行步驟S10，呼吸期判定部102執行步驟S12，平均處理部執行步驟S11及步驟S13，異常音判定部103A執行步驟S14。

【0105】 以下，對異常音判定部103A之各處理更詳細地進行說明。

【0106】 （功率譜之算出（步驟S11））

對算出第1呼吸訊號之功率譜之處理進行說明。第1呼吸訊號之功率譜係藉由執行下述處理來算出。

（C1）將第1呼吸訊號變換成數列。

（C2）創建訊號集。

（C3）利用窗函數對訊號集之各要素進行加權。

(C4) 對訊號集之各要素進行傅立葉變換。

(C5) 算出訊號集之各要素之功率譜。

(C6) 去除奇異值。

【0107】 關於 (C1) ~ (C6) 之各處理，以於44.1 kHz採樣之第1呼吸訊號為例，參照圖17進行說明。圖17係用於對為了算出第1呼吸訊號之功率譜而實施之處理進行說明之圖。

【0108】 首先，異常音判定部103A將於44.1 kHz採樣之第1呼吸訊號變換成數列 $y(n)$ (處理 (C1))。

【0109】 接下來，於表示第1呼吸訊號之數列中創建訊號集 (處理 (C2))。此處創建之訊號集作為一例，係使數列 $y(n)$ 之起點偏移規定數之訊號集。例如，創建自數列 $y(n)$ 使起點每次偏移2048個 (約46 msec) 之要素數為8192個 (約186 msec) 之訊號集 Y_{8192} 。

【0110】 接下來，利用窗函數對訊號集之各要素進行加權 (處理 (C3))。作為一例，獲取利用漢寧窗函數對8192個要素之各者進行加權而得之訊號集 WY_{8192} 。若示意性地表示處理 (3)，則如圖17之「a」所示之表示第1呼吸訊號之曲線圖如圖17之「b」所示之圖般變化。

【0111】 接下來，對利用窗函數加權後之各要素進行傅立葉變換 (處理 (C4))。作為一例，獲取對訊號集 WY_{8192} 進行傅立葉變換而得之 CY_{8192} 。此處， CY_{8192} 為複數資料。

【0112】 接下來，算出傅立葉變換後之各要素之功率譜 (處理 (C5))。作為一例，將 CY_{8192} 之各要素之振幅平方而獲取功率譜 $P = \text{pow}(CY_{8192}(n))$ 。圖17之「c」表示第1呼吸訊號之功率譜 $P = \text{pow}(CY_{8192}(n))$ 。

【0113】 最後，可實施從第1呼吸訊號之功率譜中去除奇異值之處理 (處理 (6))。作為一例，奇異值為脈衝性之雜訊。

【0114】 異常音判定部103A藉由執行處理 (C1) ~ (C6) 能夠算出去除脈衝性之雜訊後之第1呼吸訊號之功率譜。

【0115】 (作為起點之時刻之算出 (步驟S12))

對根據第2呼吸訊號決定於第1呼吸訊號之功率譜之平均化處理中作為起點之時刻的處理進行說明。該作為起點之時刻係藉由執行下述處理來決定。

(D1) 將第2呼吸訊號變換為數列。

(D2) 進行縮減採樣。

(D3) 應用數位濾波器。

(D4) 創建延遲修正後之過濾波形。

(D5) 算出作為起點之時刻。

【0116】 關於 (D1) ~ (D5) 之各處理，以於44.1 kHz採樣之第2呼吸訊號為例進行說明。

【0117】 首先，異常音判定部103A將於44.1 kHz採樣之第2呼吸訊號變換成數列 $x(n)$ (處理 (D1))。

【0118】 接下來，異常音判定部103A進行縮減採樣以減少資料量 (處理 (D2))。作為一例，以採樣間隔 N_{2048} (約46 msec) 對第2呼吸訊號進行再採樣。

【0119】 接下來，對縮減採樣之表示第2呼吸訊號之數列 $x(n)$ 應用數位濾波器 (處理 (D3))。作為一例，對數列 $x(n)$ 應用IIR濾波器。

【0120】 接下來，創建將已應用數位濾波器之表示第2呼吸訊號之數列 $x(n)$ 之延遲修正後之過濾波形 (處理 (D4))。一般而言，若對訊號應用濾波器，則會產生延遲。表示第2呼吸訊號之數列 $x(n)$ 因應用上述處理 (D3) 之數位濾波器而與表示對象者W1之實際呼吸之聲音產生偏差。於本處理中，創建將該偏差修正後之過濾波形。

【0121】 接下來，基於修正延遲後之過濾波形，決定於第1呼吸訊號之功

率譜之平均化處理中作為起點之時刻（處理（D5））。此處，作為起點之時刻可為表示第2呼吸訊號之過濾波形中呼吸期內之任何點，但必須為呼吸期內之相同期之時間點。因此，於本實施形態中，進行對第2呼吸訊號應用IIR濾波器後之過濾波形之延遲修正，將與延遲修正後之波形中之極值對應之時刻決定為作為起點之時刻。再者，於在處理D3中對第2呼吸訊號應用FIR濾波器而使用反對稱波形之情形時，亦可將與振幅成為0之值對應之時刻設定為作為起點之時刻。但是，需要選擇振幅從負變為正之點或從正變為負之點中之任一點。

【0122】 （具體例）

以下，利用圖18及圖19，對異常音判定部103A輸出之第1呼吸訊號之功率譜、及執行平均化處理後之第1呼吸訊號之功率譜之具體例進行說明。

【0123】 圖18係表示上述第1呼吸訊號之功率譜 $P = \text{pow}(CY_{8192}(n))$ 之第100個～第350個資料之頻譜圖（聲譜圖）。於該頻譜圖中，縱軸表示功率譜之密度，橫軸表示頻率，濃淡表示振幅。如圖18所示，於對第1呼吸訊號之功率譜執行平均化處理，進而執行頻率基線修正之情形時（參照圖18之右下圖），能夠確認出如與對象者W1之呼吸同步之帶狀訊號。

【0124】 圖19係表示對第1呼吸訊號之功率譜執行平均化處理之情形時之頻譜圖。於圖19中，平均化處理係使用以不同之平均化之參數 α 設計之1次低通IIR濾波器來進行。此處，平均化之參數 α 為1次低通IIR濾波器之極（pole）。換言之，表示1次低通IIR濾波器之截止頻率，即傳輸函數成為 ∞ 之點。此種平均化之參數 α 之值為0時，表示未進行平均化，平均化之參數 α 之值為1時，表示已全部進行平均化。如圖19所示，平均化之參數 α 之值越接近1，則越能確認出如與對象者W1之呼吸同步之帶狀訊號。

【0125】 （異常音判定部103A之變形例）

上述異常音判定部103A於平均化處理S12中除了執行第1呼吸訊號之功率譜

之平均化以外，亦可執行對經 n 次方平均操作後之（ n 為2以上之自然數）第1呼吸訊號之功率譜進行線性組合之處理。作為一例，異常音判定部103A對各單位區間算出由 $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - \langle \text{pow}(w) \rangle^2$ 所表示之第1呼吸訊號之功率譜之方差或 $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - 2\langle \text{pow}(w) \rangle^2$ 。

【0126】 （算出方法）

利用圖20～圖22，對 $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - \langle \text{pow}(w) \rangle^2$ 或 $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - 2\langle \text{pow}(w) \rangle^2$ 之值之算出方法進行說明。圖20～圖22表示，假定第1呼吸訊號為如下脈衝序列之情形時之算出方法，即，該脈衝序列於週期 T_r 中之 T_e 之時間內發出複數個相同波形、脈衝寬度 Δt 之脈衝 $A_f(t)$ 。此處， A 為脈衝之振幅。產生之時點於 T_e 之期間內隨機，以平均 n (pulse/sec) 之密度產生。又，將 T_e 之起始時刻設為 τ_m 。

【0127】 假定第1呼吸訊號為於時刻 t_n ($n=1, 2, \dots$) 觀測到脈衝 $f(t-t_n)$ 之脈衝序列。於此情形時，如圖20～圖22所示，藉由下述流程算出 $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - \langle \text{pow}(w) \rangle^2$ 或 $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - 2\langle \text{pow}(w) \rangle^2$ 之值。

(E1) 對表示第1呼吸訊號之脈衝序列進行傅立葉變換（式1）。

(E2) 算出傅立葉區間內之能量（式2～式3）。

(E3) 算出傅立葉區間內之能量之平均值及能量之平方平均值（式4～式8）。

(E4) 基於傅立葉區間內之能量，算出功率譜之功率平均值及功率之平方平均值（式9～式10'）。

(E5) 算出 $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - \langle \text{pow}(w) \rangle^2$ 或 $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - 2\langle \text{pow}(w) \rangle^2$ 之值（式11～式15）。

【0128】 利用圖23，對採用上述算出方法算出表示捻髮音及正常音之呼吸訊號之功率譜之 $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - \langle \text{pow}(w) \rangle^2$ 即 $V(\text{pow}(w))$ 之值、及 $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - 2\langle \text{pow}(w) \rangle^2$ 即 $U(\text{pow}(w))$ 之值的結果進行說明。圖23係表示

對捻髮音及正常音之模型應用上述算出方法之結果之圖。於圖23中，實例(case) 1示出表示包含振幅較大之少量脈衝之捻髮音之呼吸訊號的情形，實例2示出表示包含振幅較小之大量脈衝之正常音之呼吸訊號的情形。

【0129】 如圖23所示，實例1與實例2之表示功率譜之平均值之平方的 $\langle \text{pow}(w) \rangle^2$ 之值為相同值。即，於呼吸訊號之功率譜之平均化中，難以區分捻髮音與正常音。然而，若分別比較實例1與實例2之 $V(\text{pow}(w))$ 及 $U(\text{pow}(w))$ 之值，則 $V(\text{pow}(w))$ 之值相差10倍， $U(\text{pow}(w))$ 之值相差100倍左右。因此，藉由比較 $V(\text{pow}(w))$ 或 $U(\text{pow}(w))$ 之值，能夠區分捻髮音與正常音。

【0130】 因此，異常音判定部103A藉由將根據第1呼吸訊號之功率譜算出之 $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - \langle \text{pow}(w) \rangle^2$ 之值及 $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - 2\langle \text{pow}(w) \rangle^2$ 之值分別與根據表示正常音之呼吸訊號之功率譜算出之 $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - \langle \text{pow}(w) \rangle^2$ 之值及 $\langle \text{pow}(w)^2 \rangle - 2\langle \text{pow}(w) \rangle^2$ 之值進行比較，能夠更準確地判定與對象者W1之呼吸相關之聲音中是否包含異常音。

【0131】 [資訊處理系統之變形例]

上述各實施形態中所說明之各處理之執行主體為任意者，並不限於上述例。例如，圖8及圖12所示之各步驟(控制方法)亦可由1個或複數個資訊處理裝置執行。即，圖8及圖12所示之各步驟(控制方法)可全部由1個資訊處理裝置執行，亦可由複數個資訊處理裝置分擔執行。

【0132】 [利用軟體之實現例]

資訊處理系統100、100A~100D(以下，稱為「系統」、資訊處理裝置1、1A~1D、及推定裝置2、2A(以下，稱為「裝置」)之功能可藉由用於使電腦作為該系統及該裝置發揮功能，且用於使電腦作為該系統及該資訊處理裝置1之各控制區塊(尤其是控制部中所包含之各部)發揮功能之程式來實現。

【0133】 於此情形時，上述系統及上述裝置具備電腦，該電腦具有至少1

個控制裝置（例如處理器）及至少1個記憶裝置（例如記憶體）作為用於執行上述程式之硬體。藉由利用該控制裝置及記憶裝置執行上述程式來實現上述各實施形態中所說明之各功能。

【0134】 上述程式亦可記錄於非暫時性電腦可讀取之1個或複數個記錄媒體。該記錄媒體可配備於上述裝置，亦可不配備於上述裝置。於後者之情形時，上述程式可經由有線或無線之任意傳輸媒體供給至上述裝置。

【0135】 又，上述各控制區塊之一部分或全部功能亦可藉由邏輯電路實現。例如，形成有作為上述各控制區塊發揮功能之邏輯電路之積體電路亦屬於本發明之範疇。除此以外，例如亦可藉由量子電腦來實現上述各控制區塊之功能。

【0136】 又，上述各實施形態中所說明之各處理亦可由AI（Artificial Intelligence：人工智慧）執行。於此情形時，AI可藉由上述控制裝置進行動作，亦可藉由其他裝置（例如邊緣電腦或雲端伺服器）進行動作。

【0137】 〔附記事項〕

本發明並不限定於上述各實施形態，可於請求項所示之範圍內進行各種變更，將不同實施形態各自揭示之技術手段適當組合而獲得之實施形態亦包含於本發明之技術範圍內。

【0138】 〔總結〕

如上所述，本發明之態樣1之資訊處理系統具備：感測器，其於不接觸對象者之位置或接觸上述對象者之軀體之位置偵測上述軀體發出的振動；訊號擷取部，其從由上述感測器輸出之偵測訊號中擷取表示施加給上述感測器之壓力之壓力訊號、及表示與上述對象者之呼吸相關之聲音之呼吸訊號；呼吸期判定部，其基於上述壓力訊號之強度之變動來判定上述對象者之呼氣區間及吸氣區間；異常音判定部，其基於上述呼吸訊號來判定與上述呼吸相關之聲音中是否包含異常音；及推定部，其於與上述呼吸相關之聲音中包含異常音之情形時，推定該

異常音出現於上述呼氣區間與上述吸氣區間中之哪一區間。

【0139】 於對象者之身體出現某種異常之情形時，可能於與該對象者之呼吸相關之聲音中包含異常音。已知與呼吸相關之聲音中可能包含之異常音有多種，有時可根據異常音之種類判斷對象者之身體出現之異常之種類。

【0140】 呼吸有以下呼吸期：將空氣吸入肺之吸氣區間及從肺排出空氣之呼氣區間。若能特定出異常音出現之呼吸期，則能夠準確地特定出該異常音之種類。

【0141】 根據上述構成，資訊處理系統從由偵測對象者之軀體發出之振動之感測器輸出之偵測訊號中擷取壓力訊號及呼吸訊號。資訊處理系統基於壓力訊號之強度之變動來判定對象者之呼吸期（呼氣區間及吸氣區間），並基於呼吸訊號判定與呼吸相關之聲音中是否包含異常音。於與呼吸相關之聲音中包含異常音之情形時，資訊處理系統推定該異常音出現於呼氣區間與吸氣區間中之哪一區間。

【0142】 藉此，資訊處理系統能夠基於由偵測對象者之軀體發出之振動之感測器輸出的偵測訊號，精度良好地推定與該對象者之呼吸相關之聲音中所包含之異常音出現的呼吸期。例如，醫務人員能夠基於資訊處理系統之推定結果，特定出與對象者之呼吸相關之聲音中所包含之異常音的種類，從而判斷對象者之身體出現之異常之種類。

【0143】 本發明之態樣2之資訊處理系統於上述態樣1中，亦可為上述異常音判定部於以下情形中之至少任一情形時，判定為與上述呼吸相關之聲音中包含上述異常音，即，上述呼吸訊號具有預先設定之頻率特性；於上述呼吸訊號之每個頻帶內包含超過預先設定之強度之訊號；於上述呼吸訊號之預先設定之頻帶內包含超過預先設定之強度的訊號；及上述呼吸訊號中正常呼吸時所偵測之頻帶內之訊號之強度與上述預先設定之頻帶內之訊號之強度的比為規定閾值以

上。

【0144】 根據上述構成，資訊處理系統利用對象者之呼吸訊號之頻率特性、呼吸訊號之強度、及正常呼吸時之呼吸訊號與預先設定之頻帶內之訊號的比中之至少任一者來判定有無異常音。藉此，資訊處理系統能夠準確地判定與呼吸相關之聲音中所包含之異常音。

【0145】 本發明之態樣3之資訊處理系統於上述態樣1或2中，亦可為上述異常音包括副雜音，上述推定部基於上述異常音包含於上述呼氣區間與上述吸氣區間中之哪一區間，來推定上述副雜音之種類。

【0146】 根據上述構成，基於異常音包含於呼氣區間與吸氣區間中之哪一區間來推定副雜音之種類。除了與呼吸相關之聲音以外，還考慮出現於呼氣區間與吸氣區間中之哪一區間，藉此，能夠精度良好地推定副雜音之種類。

【0147】 本發明之態樣4之資訊處理系統於上述態樣3中，亦可為上述推定部根據表示上述異常音之異常音訊號之頻率來推定上述副雜音之種類。

【0148】 副雜音具有因種類而不同之頻率特性。根據上述構成，能夠基於表示異常音之異常音訊號之頻率，以更高之可靠性推定副雜音之種類。

【0149】 本發明之態樣5之資訊處理系統於上述態樣1至4之任一態樣中，亦可為上述推定部算出對包含上述異常音訊號之頻率之同一頻帶之訊號之強度的時間變動進行平滑化後之平滑化強度，並根據上述平滑化強度來推定上述副雜音之種類。

【0150】 藉由對包含異常音訊號之頻率之規定頻帶之訊號的強度實施平滑化處理，能夠抵消訊號中所包含之雜訊使其減少。根據上述構成，資訊處理系統能夠精度良好且感度良好地推定副雜音之種類。

【0151】 本發明之態樣6之資訊處理系統於上述態樣3至5之任一態樣中，亦可為上述推定部根據上述呼氣區間或上述吸氣區間內之上述異常音之音壓變

化及出現上述異常音之時間間隔，來推定上述副雜音之種類。

【0152】 例如，水泡音為低音調「咕嚕咕嚕」、「噗嗤噗嗤」，捻髮音為高音調「哧啦哧啦」。水泡音及捻髮音均具備具有間歇性，出現於吸氣區間之特徵。鼾音為低音調「噗噗」，具備具有連續性，出現於呼氣區間與吸氣區間兩者之特徵。笛音為高音調「嗶嗶」，具備具有連續性，出現於呼氣區間之特徵。即，副雜音根據其種類於以下方面不同：(1) 出現於呼氣區間與吸氣區間中之哪一區間，(2) 出現之時間間隔（即，連續性或間歇性）。

【0153】 根據上述構成，資訊處理系統根據呼氣區間或吸氣區間內之異常音之音壓變化及出現異常音之時間間隔來推定副雜音之種類。藉此，資訊處理系統能夠精度良好地推定副雜音之種類。

【0154】 本發明之態樣7之資訊處理系統於上述態樣3至6之任一態樣中，亦可為進而具備健康狀態輸出部，該健康狀態輸出部輸出根據推定出之上述副雜音之種類而特定出之關於上述對象者之健康狀態的資訊。

【0155】 根據上述構成，資訊處理系統能夠向對象者輸出關於與副雜音之產生相關之健康狀態之資訊（例如，關於疾病或病變之資訊）。例如，參照所輸出之健康資訊之醫務人員能夠於早期開始醫療干預對象者。

【0156】 本發明之態樣8之資訊處理系統於上述態樣1至7之任一態樣中，亦可為上述壓力訊號之頻率為0.1 Hz以上1 Hz以下。

【0157】 根據上述構成，能夠基於頻率特性從偵測訊號中擷取壓力訊號。

【0158】 本發明之態樣9之資訊處理系統於上述態樣1至8之任一態樣中，亦可為上述呼吸訊號之頻率為20 Hz以上1000 Hz以下。

【0159】 根據上述構成，能夠基於頻率特性從偵測訊號中擷取呼吸訊號。

【0160】 本發明之態樣10之資訊處理系統於上述態樣1至9之任一態樣中，亦可為在不接觸上述對象者之位置偵測上述振動之上述感測器設置於上述對象

者穿著之衣服上之由上述感測器與上述軀體夾著上述衣服的位置，或者設置於上述對象者躺臥之床或上述對象者落坐之椅子上之支持上述軀體的位置。

【0161】 根據上述構成，感測器能夠於不接觸對象者之位置或接觸對象者之軀體之位置偵測軀體發出的振動。即，對象者無須處於規定之偵測用區域，又，無須做出規定之偵測用姿勢。例如，穿上衣服之對象者處於倚靠椅子之狀態或躺在床上之狀態時，對象者與感測器自然地接近，故而能夠精度良好地偵測對象者之軀體發出之振動。

【0162】 本發明之態樣11之資訊處理系統於上述態樣1至10之任一態樣中，亦可為上述軀體至少包含上述對象者之胸部。

【0163】 根據上述構成，能夠精度更佳地偵測對象者之呼吸器官發出之振動。

【0164】 本發明之態樣12之資訊處理系統於上述態樣1至11之任一態樣中，亦可為上述感測器為薄板狀。

【0165】 根據上述構成，能夠將感測器安裝於各種位置。例如亦可安裝於對象者穿著之衣服等。

【0166】 本發明之態樣13之資訊處理系統於上述態樣1至12之任一態樣中，亦可為上述感測器包括壓電感測器。

【0167】 根據上述構成，容易將感測器薄型化，故而能夠降低造成對象者不適之可能性。

【0168】 本發明之態樣14之資訊處理系統於上述態樣1至13之任一態樣中，亦可為上述感測器具備輸出上述偵測訊號之複數個偵測區域，上述訊號擷取部從由上述複數個偵測區域之各者輸出之區域別偵測訊號之各者中擷取上述壓力訊號及上述呼吸訊號。

【0169】 根據上述構成，資訊處理系統從由複數個偵測區域之各者輸出之

區域別偵測訊號之各者中擷取壓力訊號及呼吸訊號。藉此，資訊處理系統能夠於該振動之產生位置附近之偵測區域偵測對象者之軀體發出的振動。由此，資訊處理系統能夠精度更佳地偵測對象者之軀體發出之振動。

【0170】 本發明之態樣15之資訊處理系統於上述態樣14中，亦可為進而具備部位推定部，該部位推定部基於從上述區域別偵測訊號之各者中擷取之上述呼吸訊號，推定上述對象者之體內之異常音產生部位。

【0171】 根據上述構成，資訊處理系統基於從區域別偵測訊號之各者中擷取之呼吸訊號，推定對象者之體內之異常音產生部位。藉此，能夠推定可能於對象者之身體之哪一部位出現異常（例如炎症）。

【0172】 本發明之態樣16之資訊處理系統於上述態樣3至7之任一態樣中，亦可為上述訊號擷取部使用與各類上述副雜音之頻率對應之帶通濾波器，從上述偵測訊號中擷取上述呼吸訊號。

【0173】 由於副雜音根據種類而具有特有之頻率特性，故而若使用與各類副雜音之頻率對應之帶通濾波器，則能夠從偵測訊號中擷取呼吸訊號。

【0174】 本發明之態樣17之資訊處理裝置具備：訊號擷取部，其從由感測器輸出之偵測訊號中擷取表示施加給上述感測器之壓力之壓力訊號、及表示與對象者之呼吸相關之聲音之呼吸訊號，上述感測器於不接觸上述對象者之位置或接觸上述對象者之軀體之位置偵測上述軀體發出的振動；呼吸期判定部，其基於上述壓力訊號之強度之變動來判定上述對象者之呼氣區間及吸氣區間；異常音判定部，其基於上述呼吸訊號來判定與上述呼吸相關之聲音中是否包含異常音；及推定部，其於與上述呼吸相關之聲音中包含異常音之情形時，推定該異常音出現於上述呼氣區間與上述吸氣區間中之哪一區間。根據該構成，起到與上述態樣1之資訊處理系統相同之效果。

【0175】 本發明之態樣18之資訊處理裝置具備：訊號擷取部，其從由感測

器輸出之偵測訊號中擷取表示施加給上述感測器之壓力之壓力訊號、及表示與對象者之呼吸相關之聲音之呼吸訊號，上述感測器於不接觸上述對象者之位置或接觸上述對象者之軀體之位置偵測上述軀體發出的振動；呼吸期判定部，其基於上述壓力訊號之強度之變動來判定上述對象者之呼氣區間及吸氣區間；以及異常音判定部，其基於上述呼吸訊號來判定與上述呼吸相關之聲音中是否包含異常音；且進而具備輸出部，該輸出部對具備推定部之外部裝置輸出上述呼吸期判定部之判定結果及上述異常音判定部之判定結果，上述推定部於與上述呼吸相關之聲音中包含異常音之情形時，推定該異常音出現於上述呼氣區間與上述吸氣區間中之哪一區間。根據該構成，起到與上述態樣1之資訊處理系統相同之效果。

【0176】 本發明之態樣19之控制方法係由1個或複數個資訊處理裝置執行，且包括：訊號擷取步驟，其係從由感測器輸出之偵測訊號中擷取表示施加給上述感測器之壓力之壓力訊號、及表示與對象者之呼吸相關之聲音之呼吸訊號，上述感測器於不接觸上述對象者之位置或接觸上述對象者之軀體之位置偵測上述軀體發出的振動；呼吸期判定步驟，其係基於上述壓力訊號之強度之變動來判定上述對象者之呼氣區間及吸氣區間；異常音判定步驟，其係基於上述呼吸訊號來判定與上述呼吸相關之聲音中是否包含異常音；及推定步驟，其係於與上述呼吸相關之聲音中包含異常音之情形時，推定該異常音出現於上述呼氣區間與上述吸氣區間中之哪一區間。根據該構成，起到與上述態樣1之資訊處理系統相同之效果。

【0177】 本發明之態樣20之程式係用於控制電腦作為如上述態樣1中記載之資訊處理系統者，且用於使電腦作為上述訊號擷取部、上述呼吸期判定部、上述異常音判定部及上述推定部發揮功能。根據該構成，起到與上述態樣1之資訊處理系統相同之效果。

【0178】 本發明之態樣21之資訊處理系統於上述態樣1至18之任一態樣中，亦可為上述異常音判定部對與上述呼氣區間及上述吸氣區間之各者對應之單位區間、或與上述呼氣區間和上述吸氣區間組合得到之呼吸區間對應之單位區間，算出上述偵測訊號中所包含之第1頻率以上之第1呼吸訊號之功率譜，根據上述呼吸訊號中所包含之第2頻率以下之第2呼吸訊號，對每個上述單位區間決定於上述功率譜之平均化處理中作為起點之時刻，並基於針對上述單位區間之各者使上述功率譜中之上述起點一致地進行上述平均化處理之結果，判定與上述呼吸相關之聲音中是否包含異常音。

【0179】 根據上述構成，由於從呼吸訊號中去除不需要之頻帶之訊號進行平均化處理，故而能夠精度更高地判定與對象者之呼吸相關之聲音中是否包含異常音。

【0180】 本發明之態樣22之資訊處理系統於上述態樣21中，亦可為上述判定處理係於在上述平均化處理中上述功率譜之分布（Distribution）與上述第1呼吸訊號之功率平均值之平方的比為規定閾值以上之情形時，判定為與上述呼吸相關之聲音中包含異常音。

【0181】 根據上述構成，能夠高精度地判定是否包含異常音，且能夠區分相似之異常音。

【0182】 本發明之態樣23之資訊處理系統於上述態樣21中，亦可為於上述第1呼吸訊號與上述第2呼吸訊號中之至少任一者包含振幅大於預先設定之標準振幅之大振幅訊號的情形時，將上述大振幅訊號之振幅變更為上述標準振幅進行上述平均化處理。

【0183】 根據上述構成，能夠簡化複雜之處理。藉此，能夠高精度且有效率地判定與對象者之呼吸相關之聲音中是否包含異常音。

【0184】 本發明之態樣24之資訊處理系統於上述態樣21中，亦可為於上述

第1呼吸訊號與上述第2呼吸訊號中之至少任一者包含振幅大於預先設定之標準振幅之大振幅訊號的情形時，從上述單位區間中去除該大振幅訊號進行上述平均化處理。

【0185】 根據上述構成，能夠簡化複雜之處理。藉此，能夠高精度且有效率地判定與對象者之呼吸相關之聲音中是否包含異常音。

【0186】 本發明之態樣25之資訊處理系統於上述態樣21中，亦可為基於藉由經 n 次方平均操作（ n 為2以上之自然數）後之上述功率譜之線性組合而算出之值，判定與上述呼吸相關之聲音中是否包含異常音。

【0187】 根據上述構成，即便為平均化處理中無法與正常音區分之呼吸訊號，亦能高精度地進行判定。

【符號說明】

【0188】

1,1A,1B,1C,1D:資訊處理裝置

2,2A:推定裝置

3:通訊裝置

11:感測器

100,100A,100B,100C,100D:資訊處理系統

101:訊號擷取部

102:呼吸期判定部

103:異常音判定部

104,201:推定部

105,205:輸出部（健康狀態輸出部）

106,202:產生部位推定部

【發明申請專利範圍】

【請求項1】一種資訊處理系統，其具備：

感測器，其於不接觸對象者之位置或接觸上述對象者之軀體之位置偵測上述軀體發出的振動；

訊號擷取部，其從由上述感測器輸出之偵測訊號中擷取表示施加給上述感測器之壓力之壓力訊號、及表示與上述對象者之呼吸相關之聲音之呼吸訊號；

呼吸期判定部，其基於上述壓力訊號之強度之變動來判定上述對象者之呼氣區間及吸氣區間；

異常音判定部，其基於上述呼吸訊號來判定與上述呼吸相關之聲音中是否包含異常音；及

推定部，其於與上述呼吸相關之聲音中包含異常音之情形時，推定該異常音出現於上述呼氣區間與上述吸氣區間中之哪一區間。

【請求項2】如請求項1之資訊處理系統，其中

上述異常音判定部係

於以下情形中之至少任一情形時，判定為與上述呼吸相關之聲音中包含上述異常音，所述情形即包括：

上述呼吸訊號具有預先設定之頻率特性之情形；

於上述呼吸訊號之每個頻帶內包含超過預先設定之強度之訊號之情形；

於上述呼吸訊號之預先設定之頻帶內包含超過預先設定之強度的訊號之情形；及

上述呼吸訊號中正常呼吸時所偵測之頻帶內之訊號之強度與上述預先設定之頻帶內之訊號之強度的比為規定閾值以上之情形。

【請求項3】如請求項1之資訊處理系統，其中

上述異常音包括副雜音，

上述推定部基於上述異常音包含於上述呼氣區間與上述吸氣區間中之哪一區間，來推定上述副雜音之種類。

【請求項4】如請求項3之資訊處理系統，其中上述推定部根據表示上述異常音之異常音訊號之頻率來推定上述副雜音之種類。

【請求項5】如請求項4之資訊處理系統，其中上述推定部係算出對包含上述異常音訊號之頻率的同一頻帶之訊號之強度的時間變動進行平滑化後之平滑化強度，並

根據上述平滑化強度來推定上述副雜音之種類。

【請求項6】如請求項3之資訊處理系統，其中上述推定部根據上述呼氣區間或上述吸氣區間內之上述異常音之音壓變化及出現上述異常音之時間間隔，來推定上述副雜音之種類。

【請求項7】如請求項3之資訊處理系統，其進而具備健康狀態輸出部，該健康狀態輸出部輸出根據推定出之上述副雜音之種類而特定出之關於上述對象者之健康狀態的資訊。

【請求項8】如請求項1之資訊處理系統，其中上述壓力訊號之頻率為0.1 Hz以上1 Hz以下。

【請求項9】如請求項1之資訊處理系統，其中上述呼吸訊號之頻率為20 Hz以上1000 Hz以下。

【請求項10】如請求項1之資訊處理系統，其中在不接觸上述對象者之位置偵測上述振動之上述感測器係設置於上述對象者穿著之衣服上之由上述感測器與上述軀體夾著上述衣服的位置，或者

設置於上述對象者躺臥之床或上述對象者落坐之椅子上之支持上述軀體的位置。

【請求項11】如請求項1之資訊處理系統，其中上述軀體至少包含上述對象者之胸部。

【請求項12】如請求項1之資訊處理系統，其中上述感測器為薄板狀。

【請求項13】如請求項1之資訊處理系統，其中上述感測器包括壓電感測器。

【請求項14】如請求項1之資訊處理系統，其中上述感測器具備輸出上述偵測訊號之複數個偵測區域，上述訊號擷取部從由上述複數個偵測區域之各者輸出之區域別偵測訊號之各者中擷取上述壓力訊號及上述呼吸訊號。

【請求項15】如請求項14之資訊處理系統，其進而具備產生部位推定部，該產生部位推定部基於從上述區域別偵測訊號之各者中擷取之上述呼吸訊號，來推定上述對象者之體內之異常音產生部位。

【請求項16】如請求項3之資訊處理系統，其中上述訊號擷取部使用與各類上述副雜音之頻率對應之帶通濾波器，從上述偵測訊號中擷取上述呼吸訊號。

【請求項17】一種資訊處理裝置，其具備：
訊號擷取部，其從由感測器輸出之偵測訊號中擷取表示施加給上述感測器之壓力之壓力訊號、及表示與對象者之呼吸相關之聲音之呼吸訊號，上述感測器於不接觸上述對象者之位置或接觸上述對象者之軀體之位置偵測上述軀體發出的振動；

呼吸期判定部，其基於上述壓力訊號之強度之變動來判定上述對象者之呼

氣區間及吸氣區間；

異常音判定部，其基於上述呼吸訊號來判定與上述呼吸相關之聲音中是否包含異常音；及

推定部，其於與上述呼吸相關之聲音中包含異常音之情形時，推定該異常音出現於上述呼氣區間與上述吸氣區間中之哪一區間。

【請求項18】一種資訊處理裝置，其具備：

訊號擷取部，其從由感測器輸出之偵測訊號中擷取表示施加給上述感測器之壓力之壓力訊號、及表示與對象者之呼吸相關之聲音之呼吸訊號，上述感測器於不接觸上述對象者之位置或接觸上述對象者之軀體之位置偵測上述軀體發出的振動；

呼吸期判定部，其基於上述壓力訊號之強度之變動來判定上述對象者之呼氣區間及吸氣區間；以及

異常音判定部，其基於上述呼吸訊號來判定與上述呼吸相關之聲音中是否包含異常音；且

進而具備輸出部，該輸出部對具備推定部之外部裝置輸出上述呼吸期判定部之判定結果及上述異常音判定部之判定結果，上述推定部於與上述呼吸相關之聲音中包含異常音之情形時，推定該異常音出現於上述呼氣區間與上述吸氣區間中之哪一區間。

【請求項19】一種控制方法，其係由1個或複數個資訊處理裝置執行，且包括：

訊號擷取步驟，其係從由感測器輸出之偵測訊號中擷取表示施加給上述感測器之壓力之壓力訊號、及表示與對象者之呼吸相關之聲音之呼吸訊號，上述感測器於不接觸上述對象者之位置或接觸上述對象者之軀體之位置偵測上述軀體發出的振動；

呼吸期判定步驟，其係基於上述壓力訊號之強度之變動來判定上述對象者之呼氣區間及吸氣區間；

異常音判定步驟，其係基於上述呼吸訊號來判定與上述呼吸相關之聲音中是否包含異常音；及

推定步驟，其係於與上述呼吸相關之聲音中包含異常音之情形時，推定該異常音出現於上述呼氣區間與上述吸氣區間中之哪一區間。

【請求項20】一種程式，其係用於控制電腦作為如請求項1之資訊處理系統者，且用於使電腦作為上述訊號擷取部、上述呼吸期判定部、上述異常音判定部及上述推定部發揮功能。

【請求項21】如請求項1之資訊處理系統，其中

上述異常音判定部係

對與上述呼氣區間及上述吸氣區間之各者對應之單位區間、或與上述呼氣區間和上述吸氣區間組合得到之呼吸區間對應之單位區間，算出上述偵測訊號中所包含之第1頻率以上之第1呼吸訊號之功率譜，

根據上述呼吸訊號中所包含之第2頻率以下之第2呼吸訊號，對每個上述單位區間決定於上述功率譜之平均化處理中作為起點之時刻，並

基於針對上述單位區間之各者使上述功率譜中之上述起點一致地進行上述平均化處理之結果，判定與上述呼吸相關之聲音中是否包含異常音。

【請求項22】如請求項21之資訊處理系統，其中

上述異常音判定部於在上述平均化處理中功率譜之方差與上述第1呼吸訊號之功率平均值之平方的比為規定閾值以上之情形時，判定為與上述呼吸相關之聲音中包含異常音。

【請求項23】如請求項21之資訊處理系統，其中

於上述第1呼吸訊號與上述第2呼吸訊號中之至少任一者包含振幅大於預先

設定之標準振幅之大振幅訊號的情形時，將上述大振幅訊號之振幅變更為上述標準振幅進行上述平均化處理。

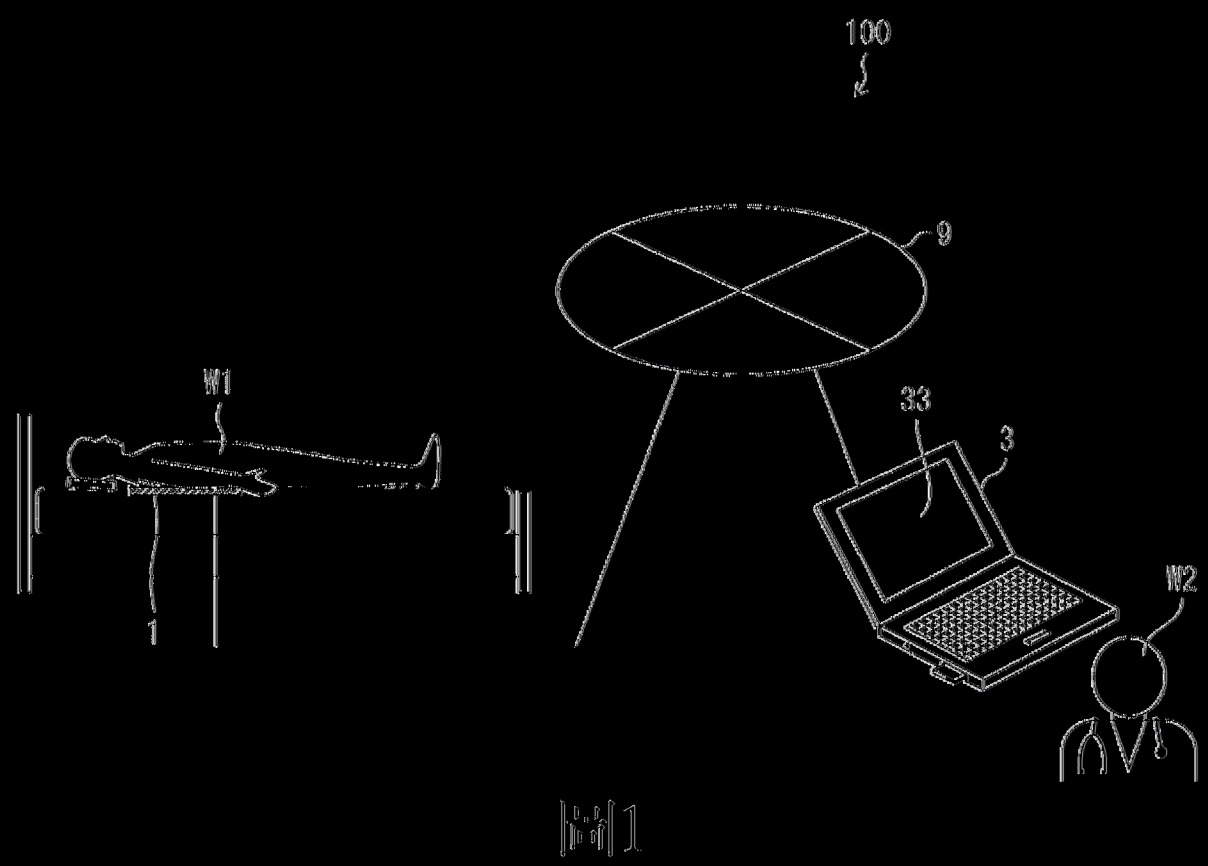
【請求項24】如請求項21之資訊處理系統，其中

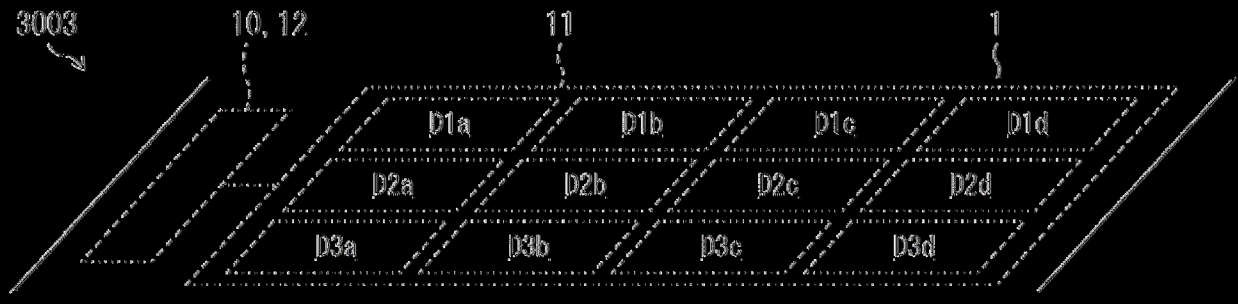
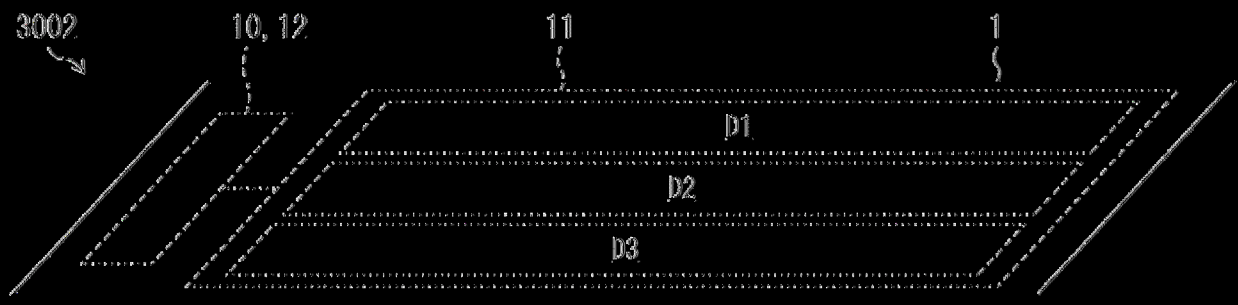
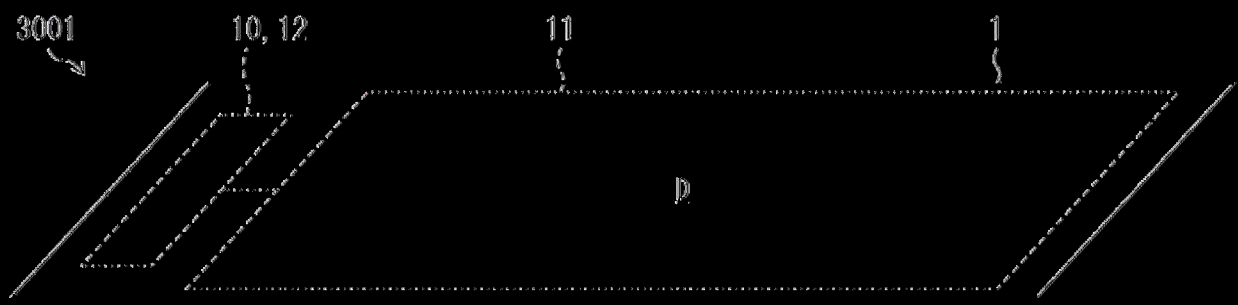
於上述第1呼吸訊號與上述第2呼吸訊號中之至少任一者包含振幅大於預先設定之標準振幅之大振幅訊號的情形時，去除該大振幅訊號進行上述平均化處理。

【請求項25】如請求項21之資訊處理系統，其中

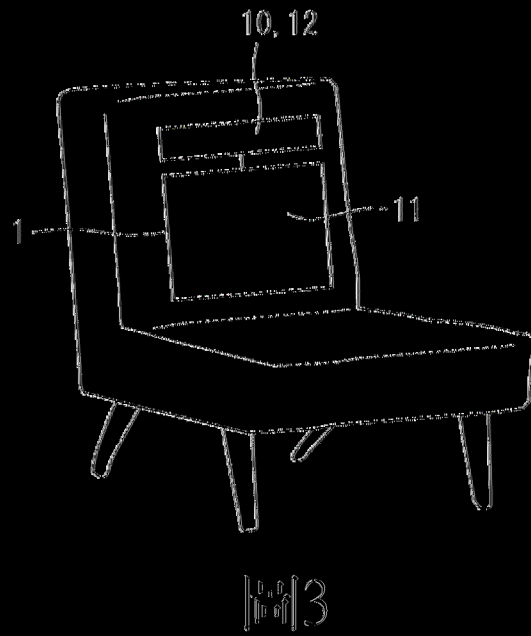
基於藉由經 n 次方平均操作（ n 為2以上之自然數）後之上述功率譜之線性組合而算出之值，判定與上述呼吸相關之聲音中是否包含異常音。

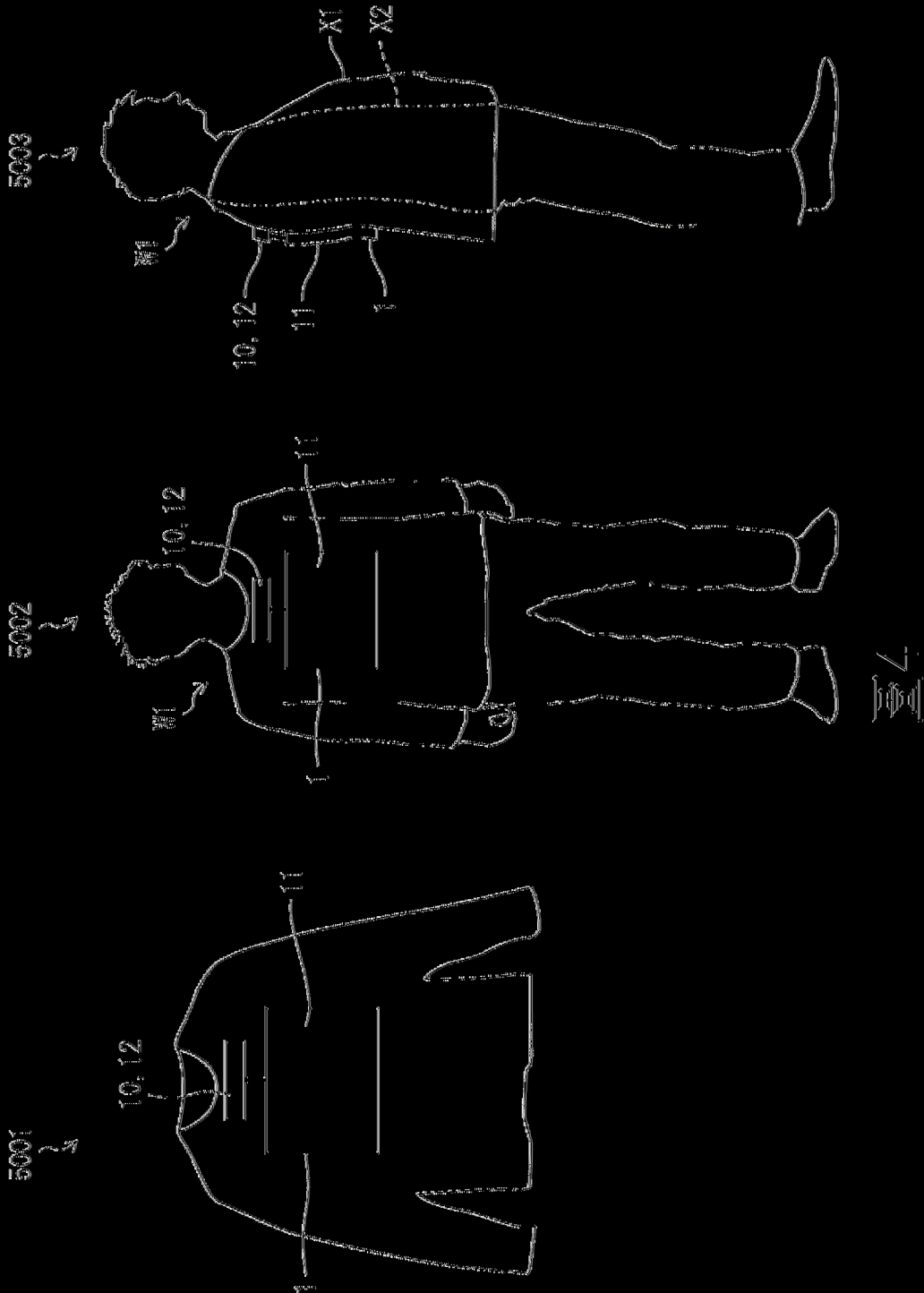
|(發明圖式)|



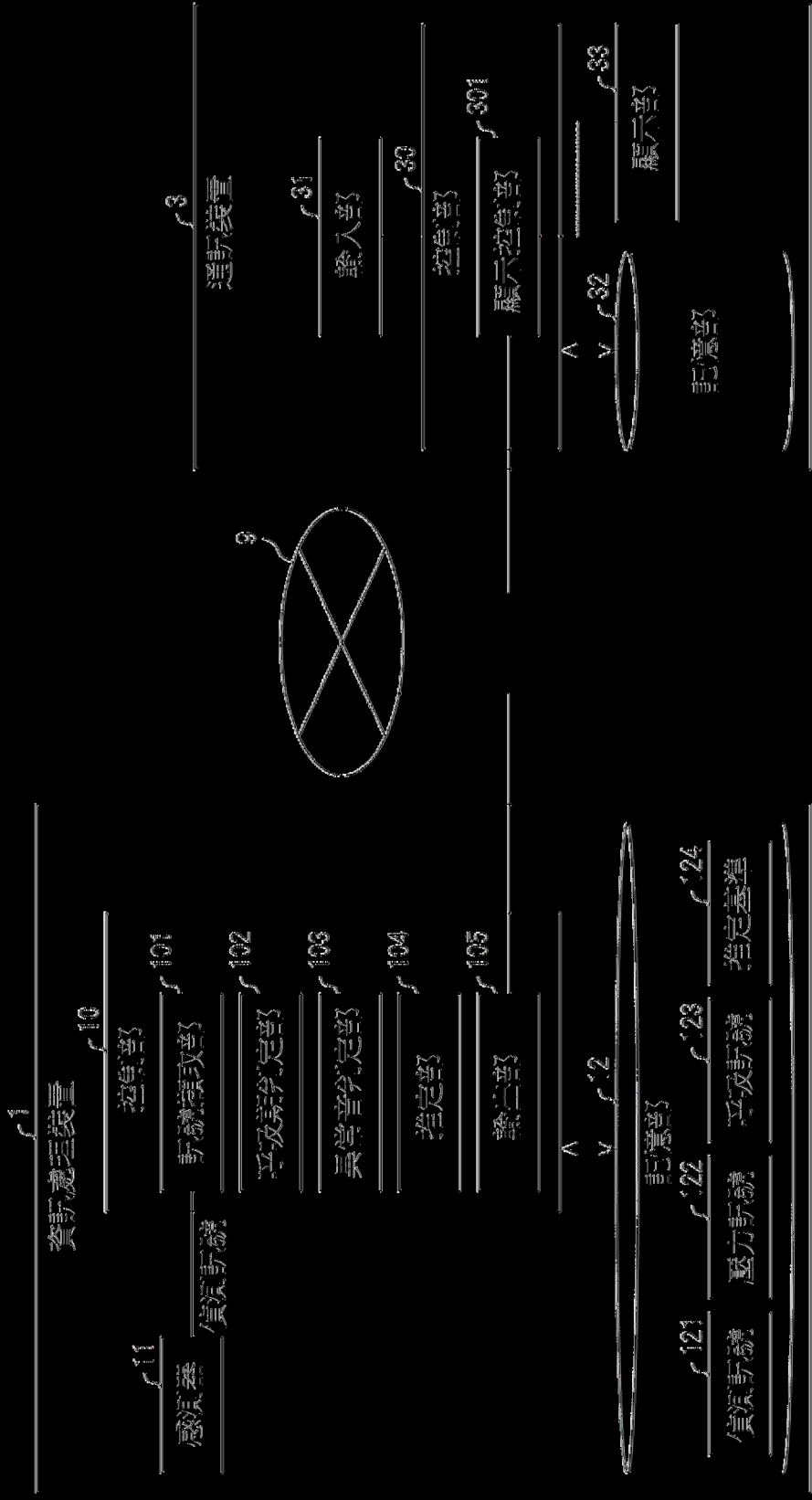


11/2





100



100

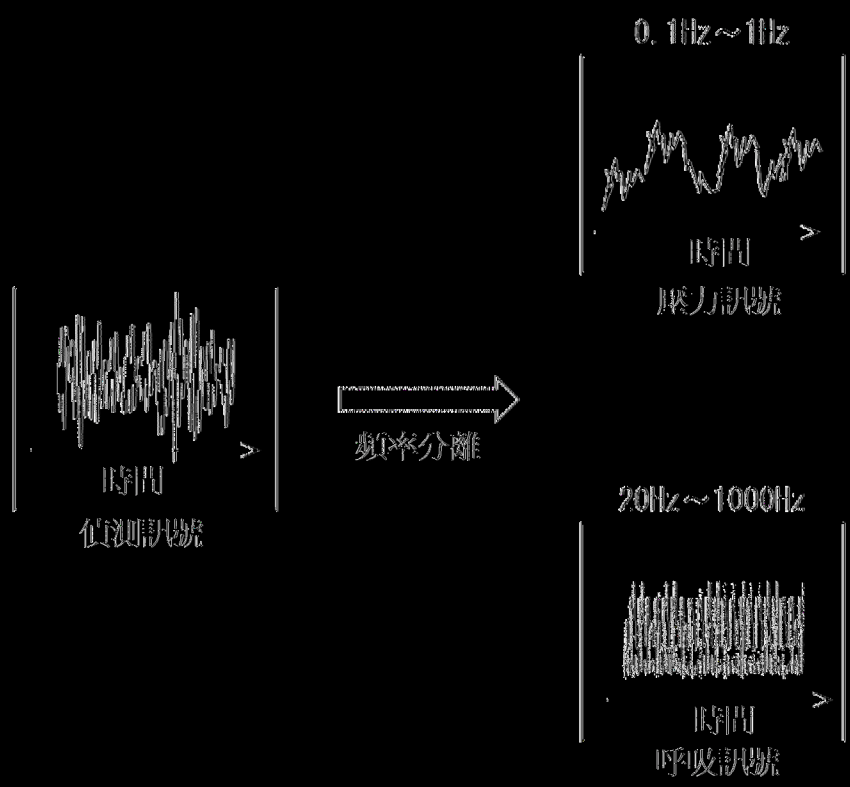
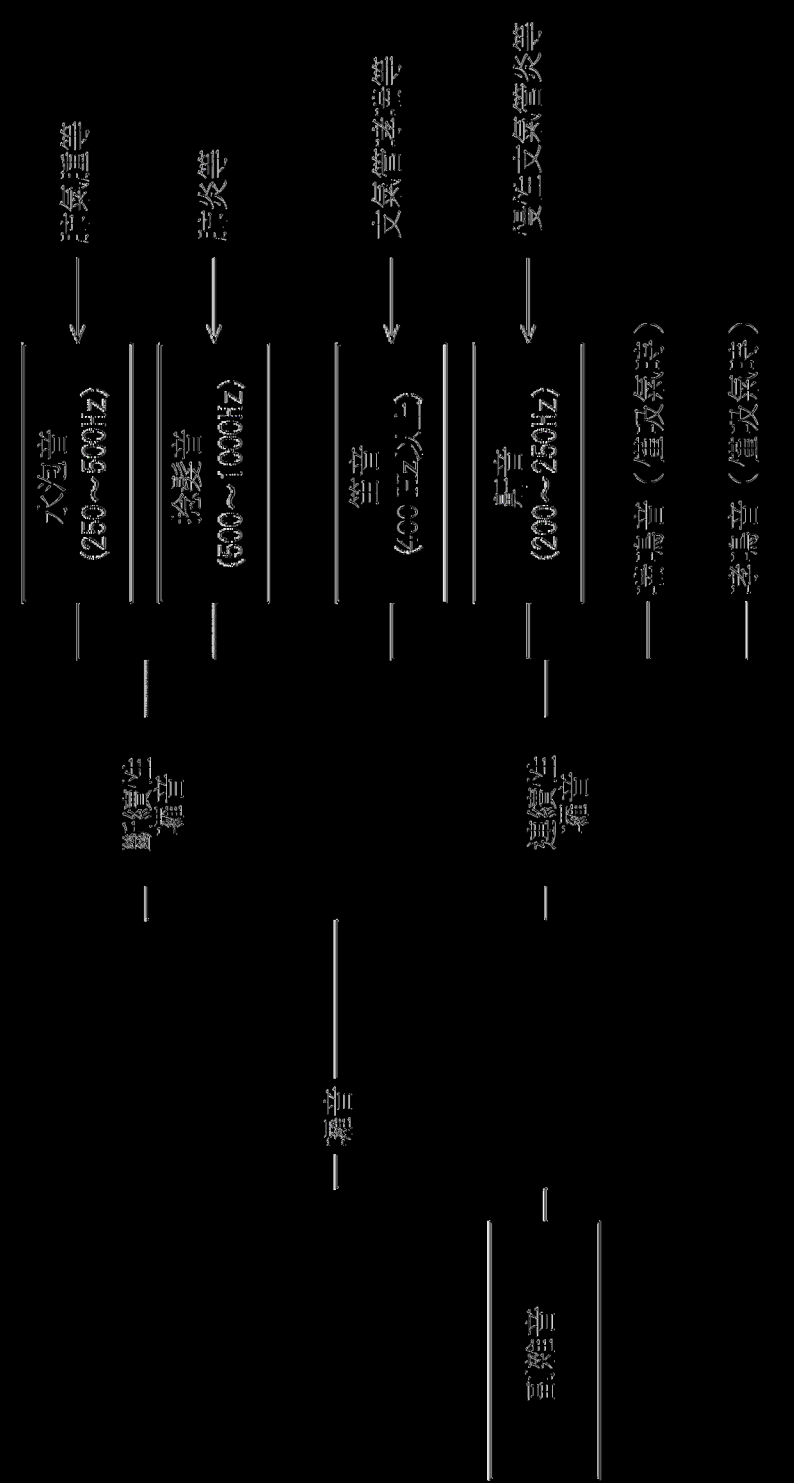
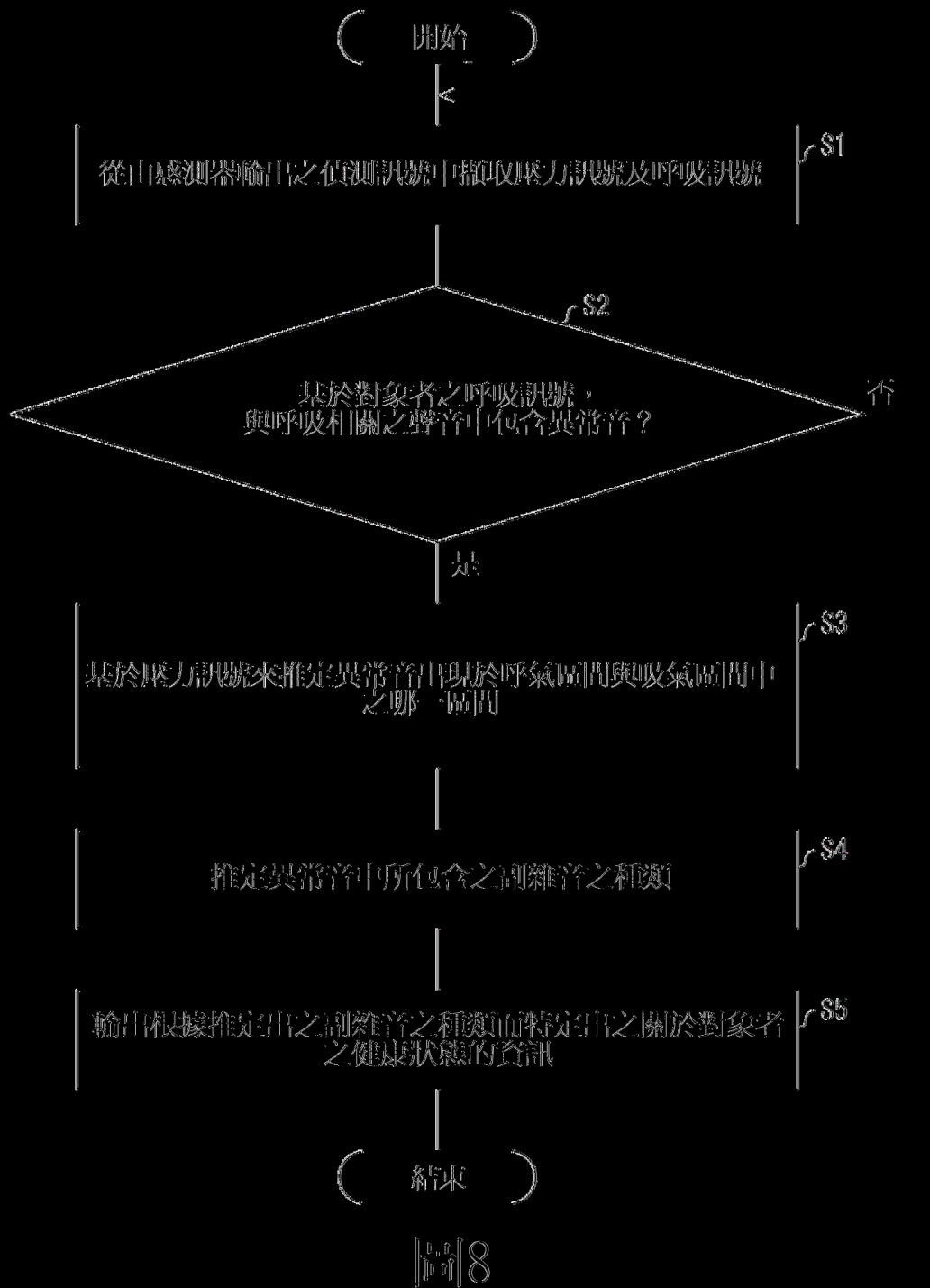


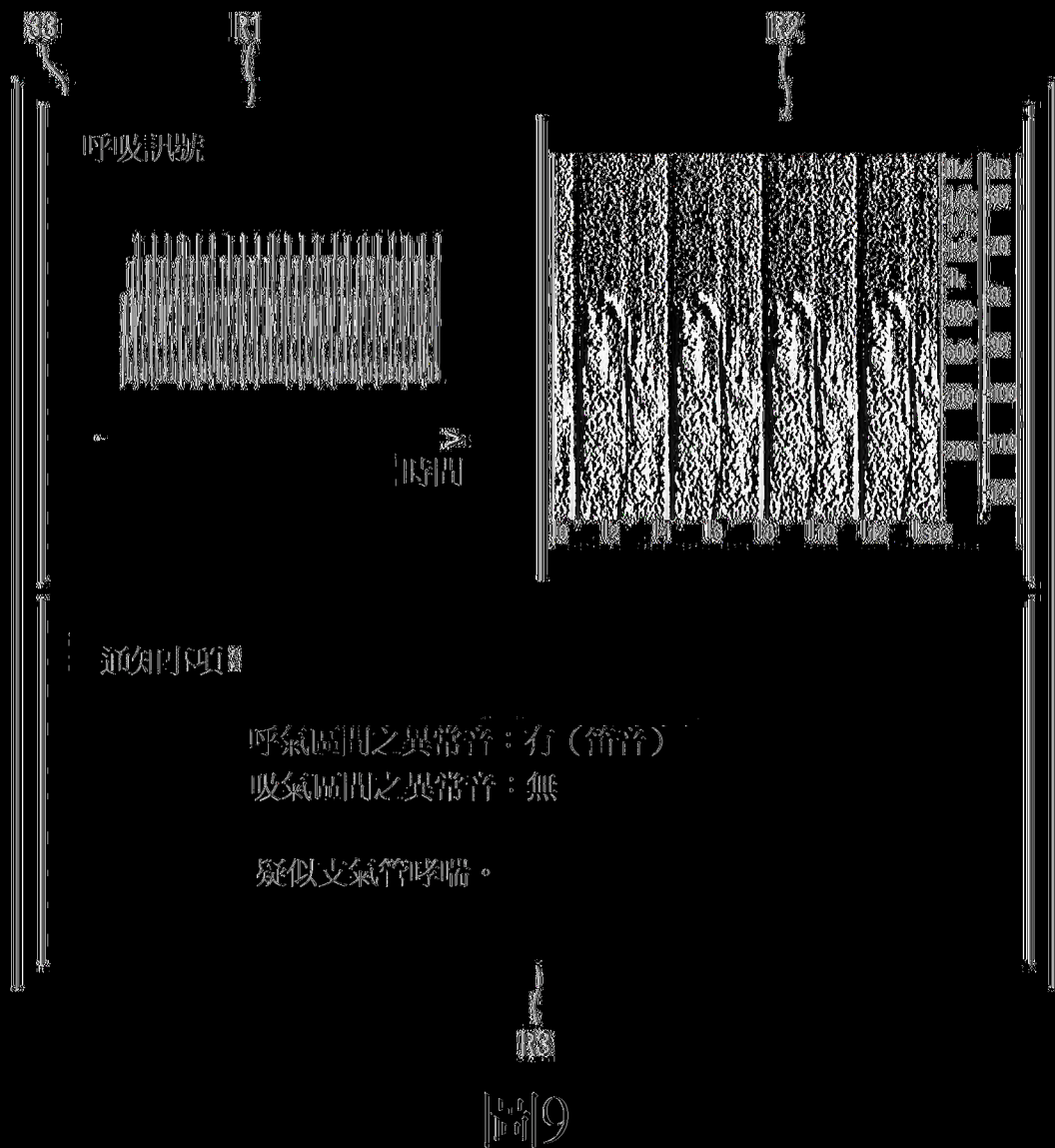
圖6

聲音診斷適應之代表性疾患

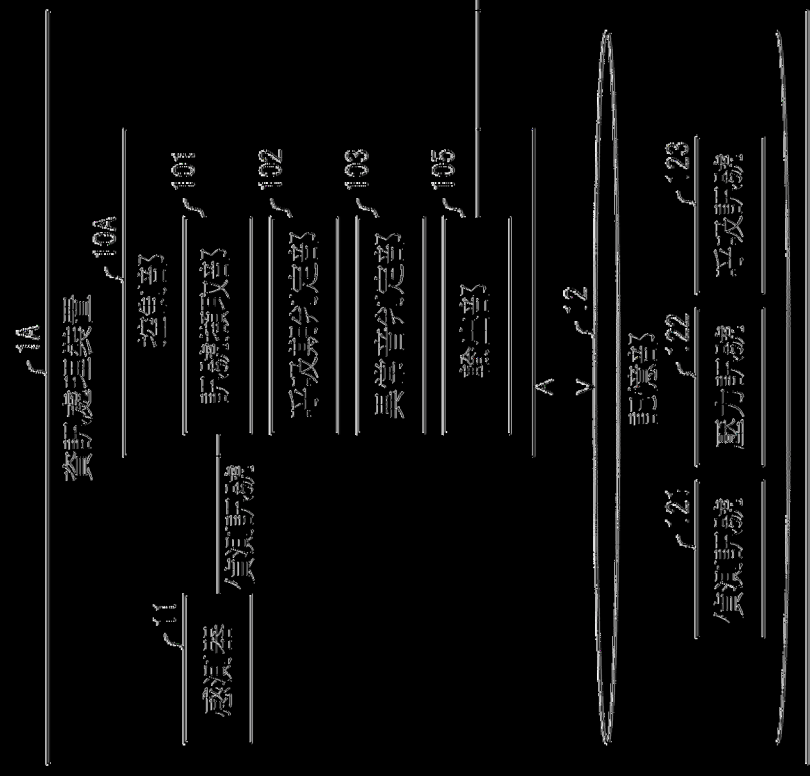
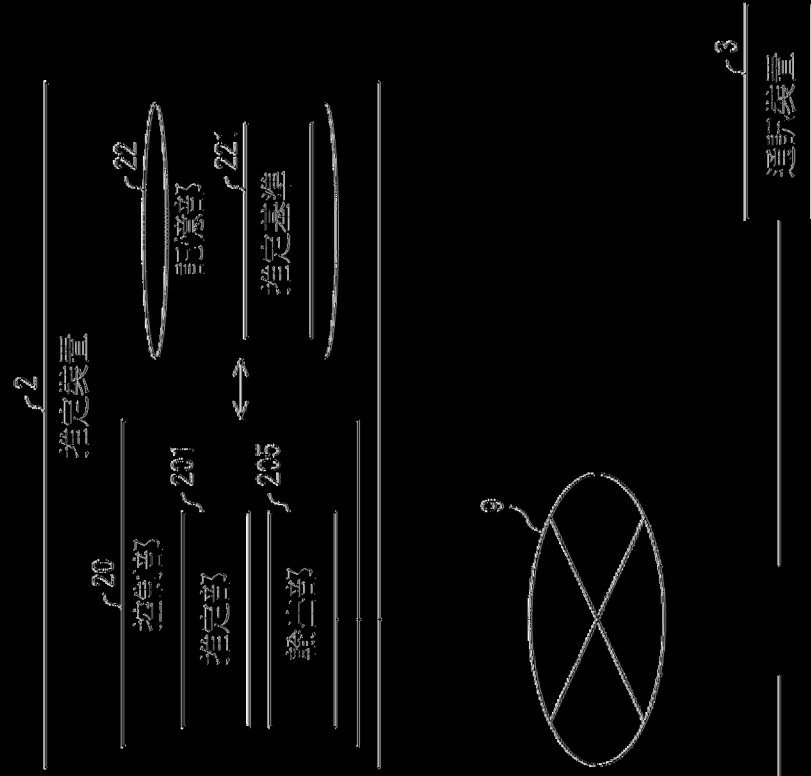


— 各種雜音 —



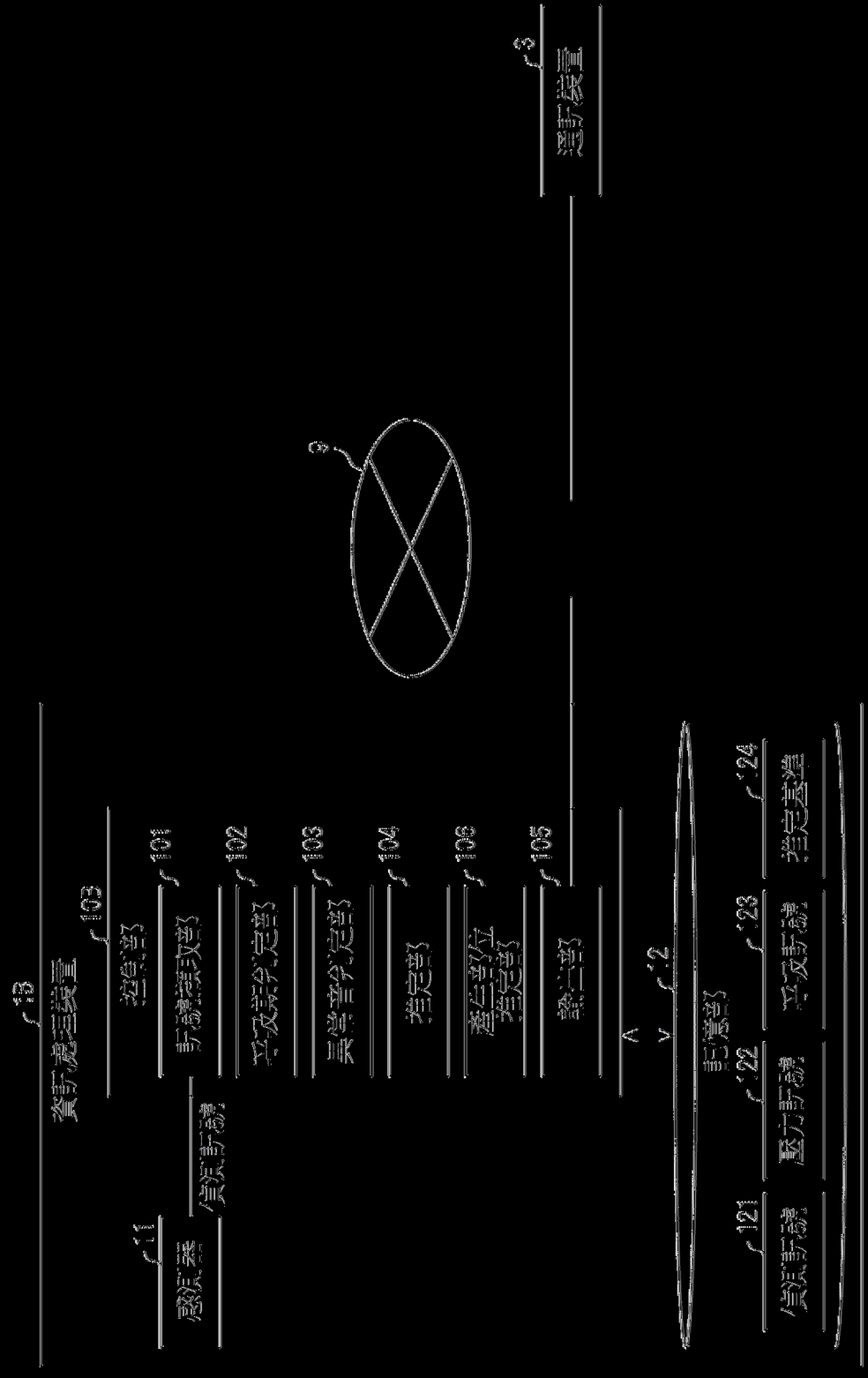


100A



20

1003



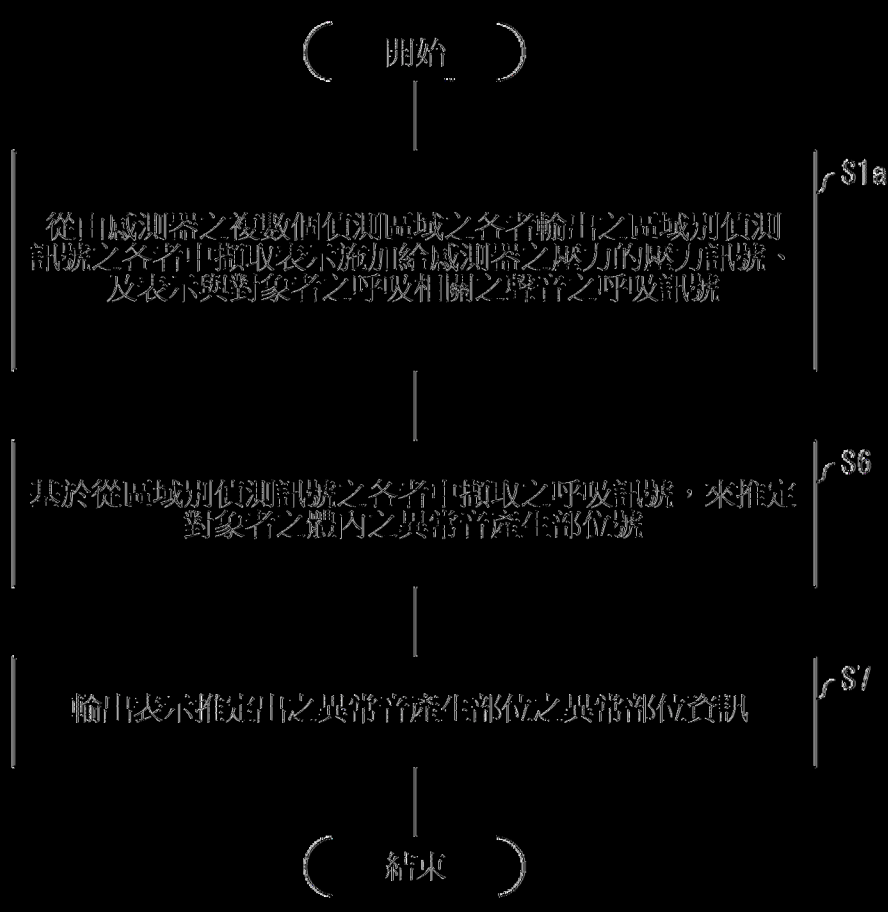


圖12

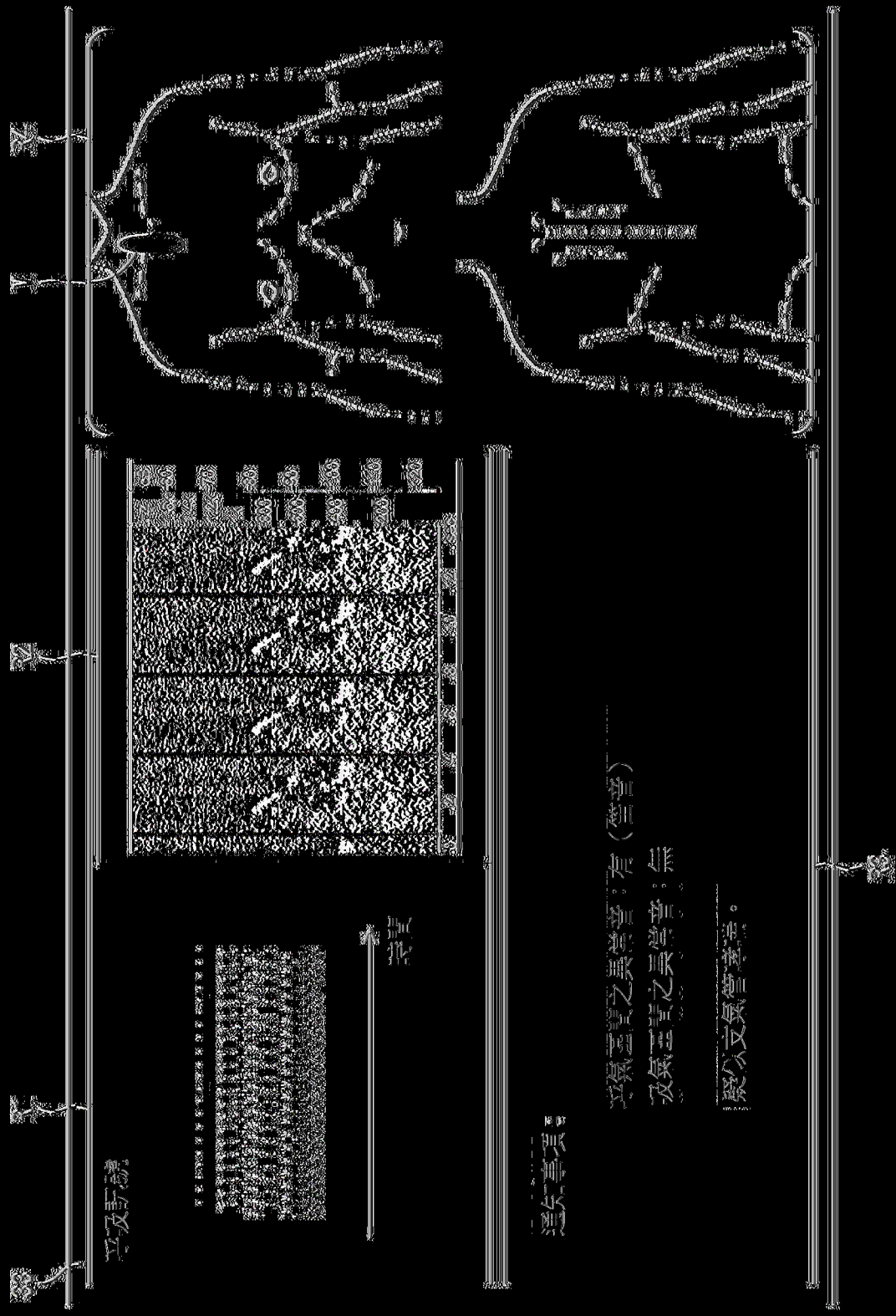


圖3

1000

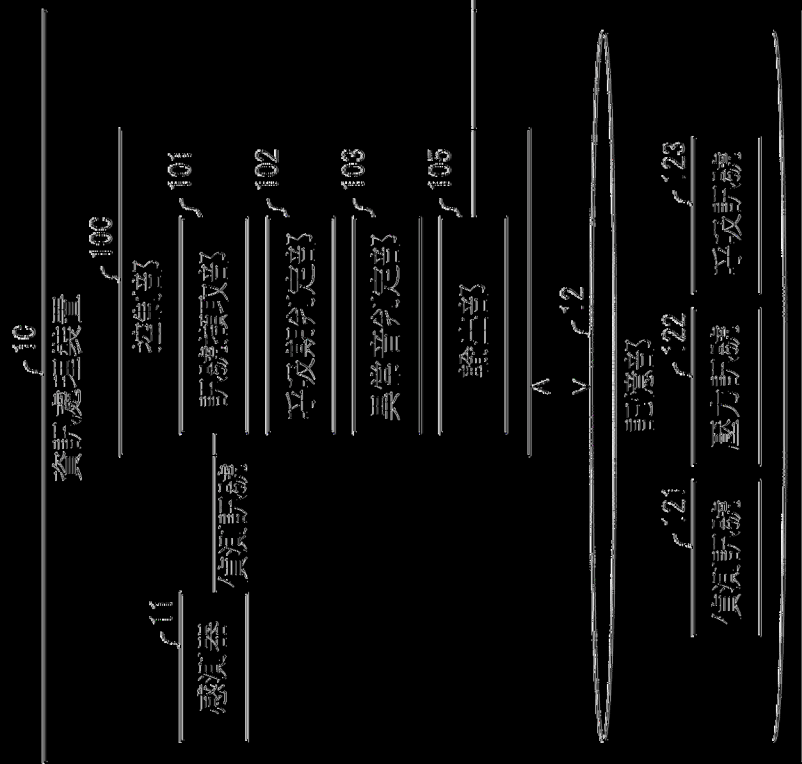
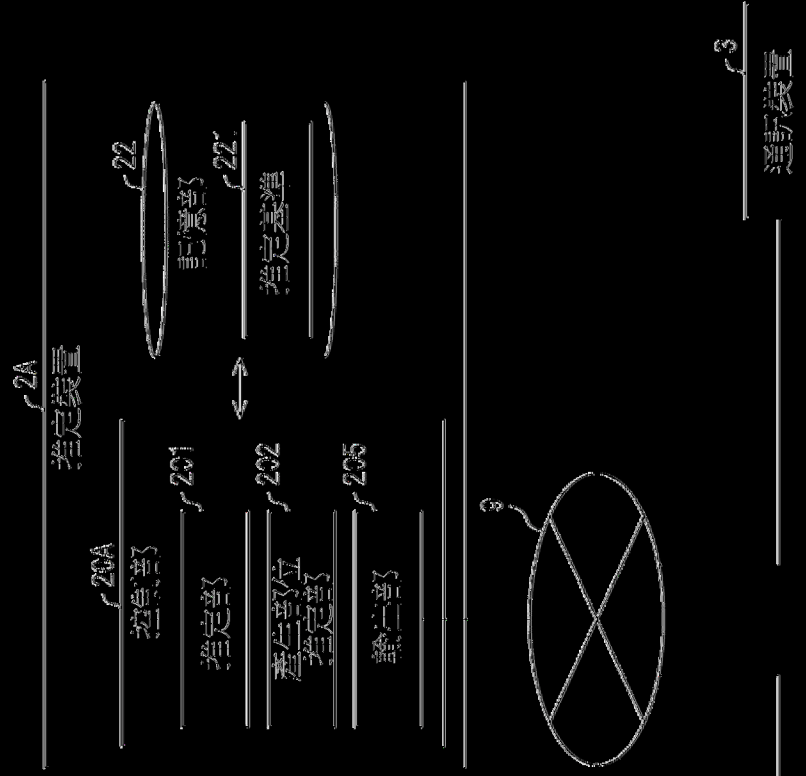


圖 1

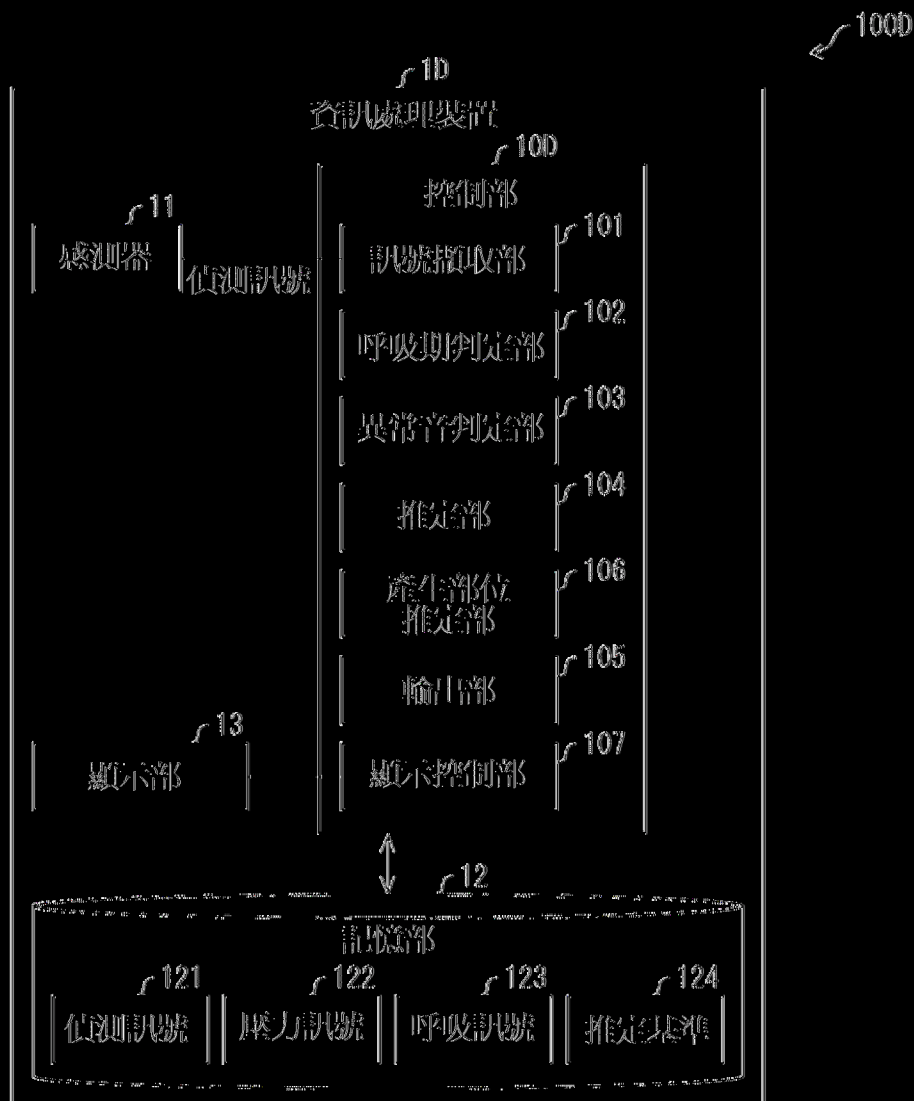
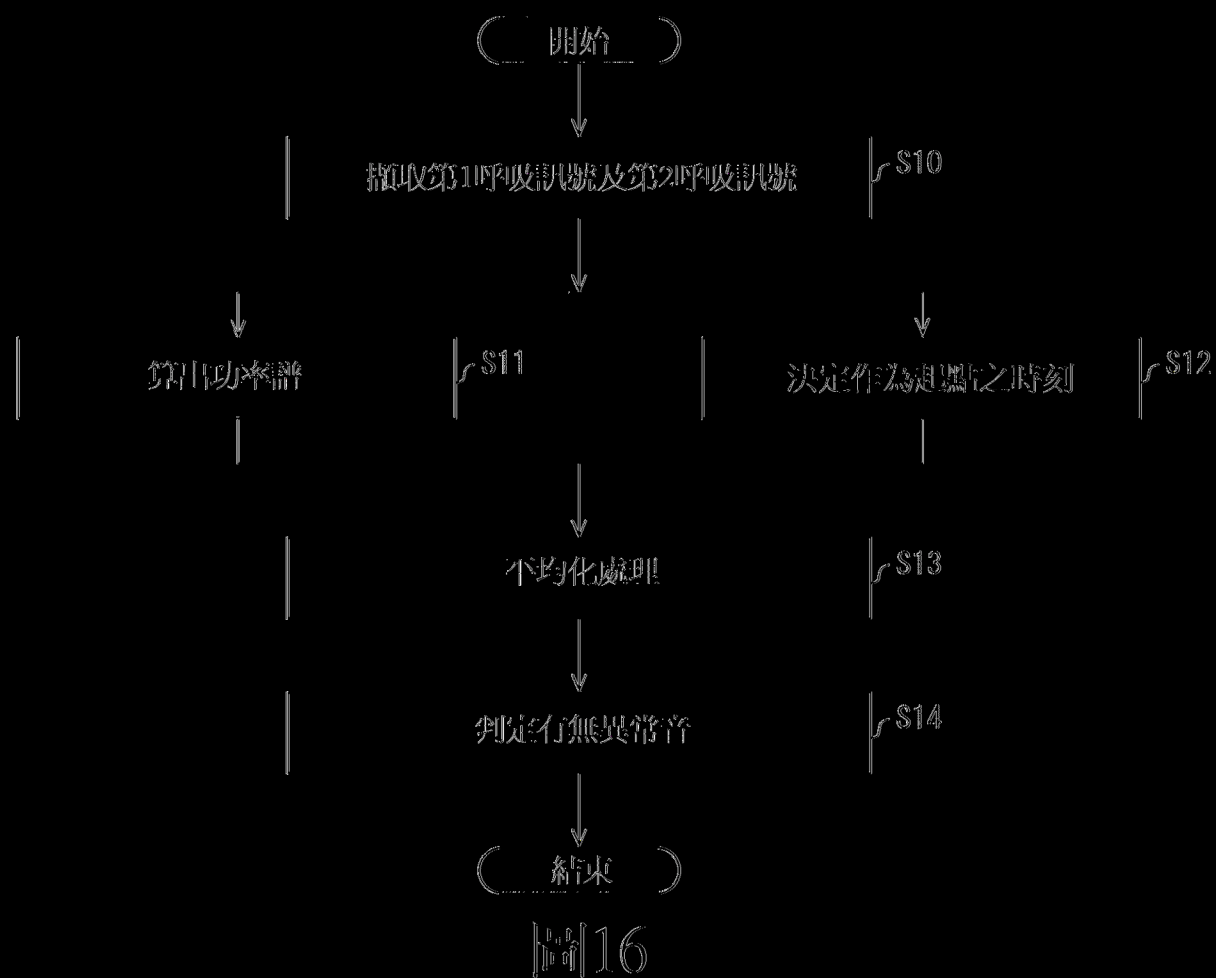


圖15



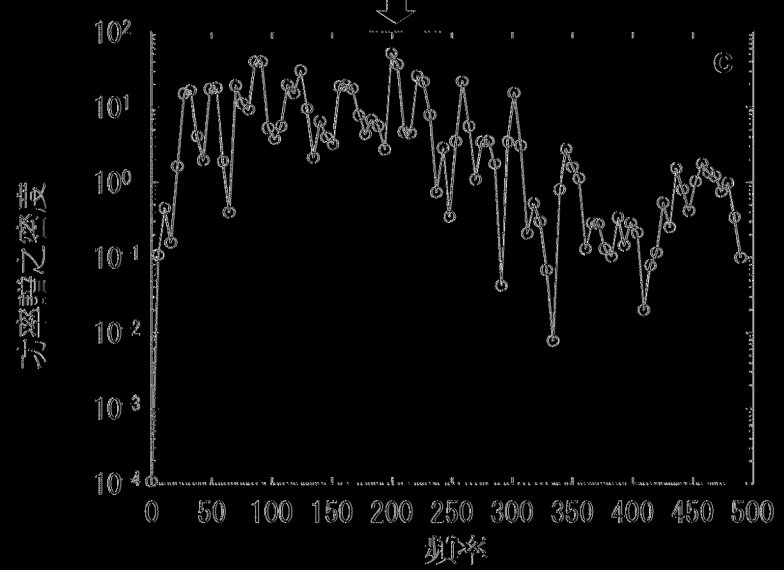
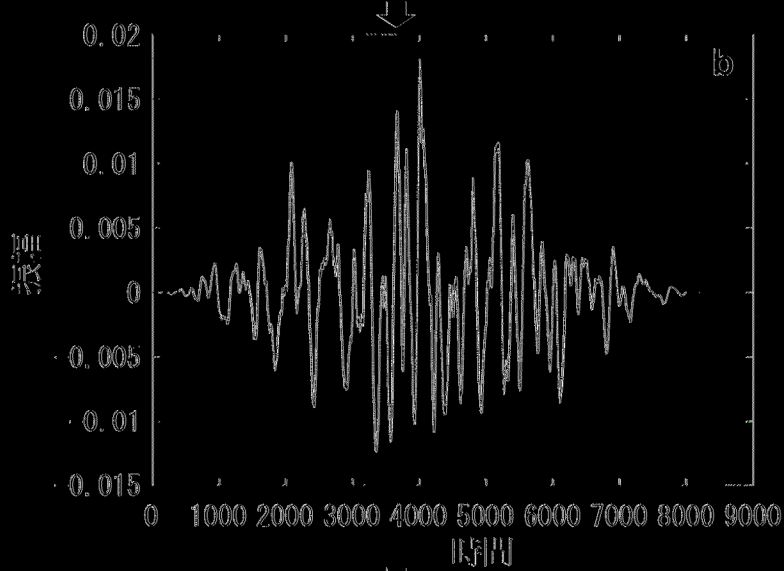
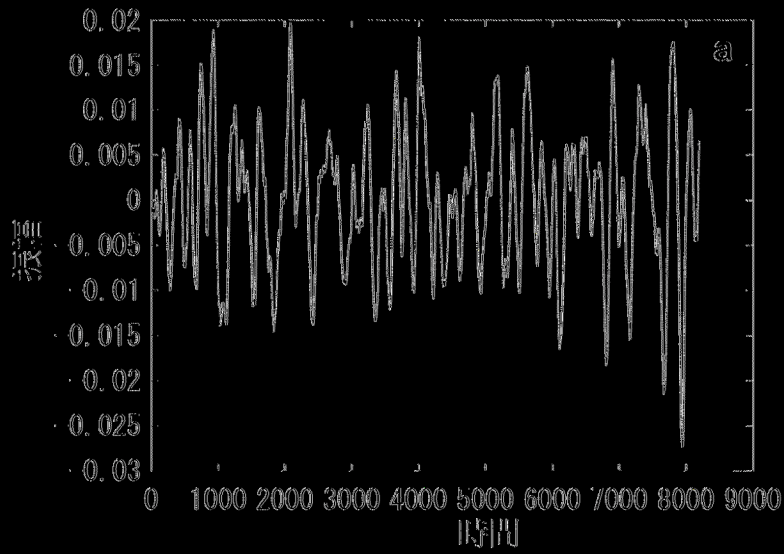
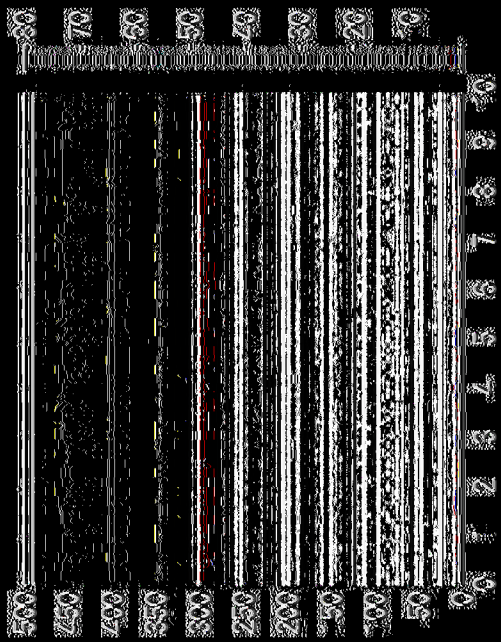
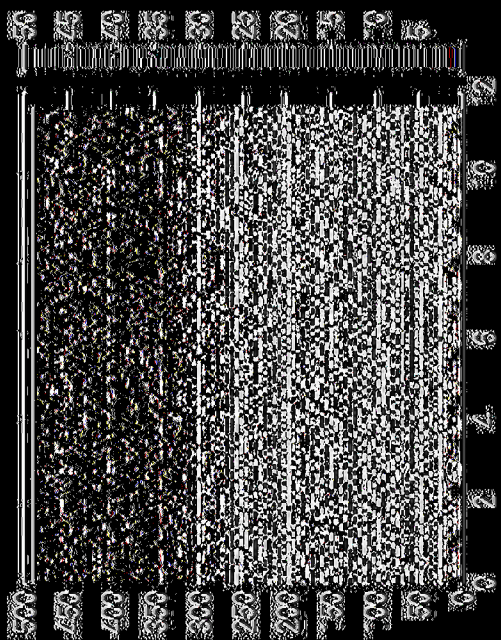


Fig. 1'

有線停止

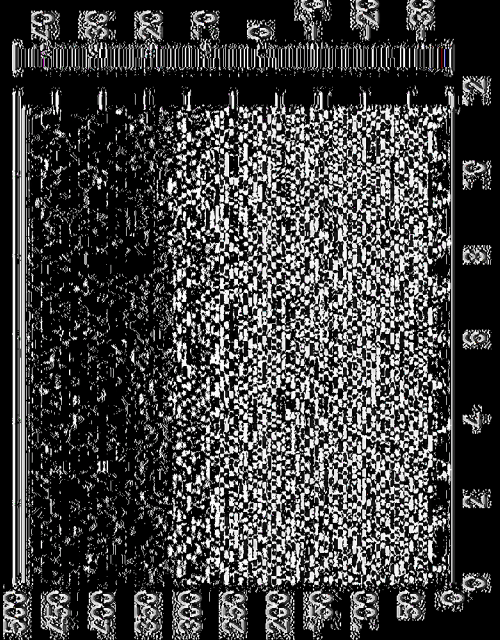
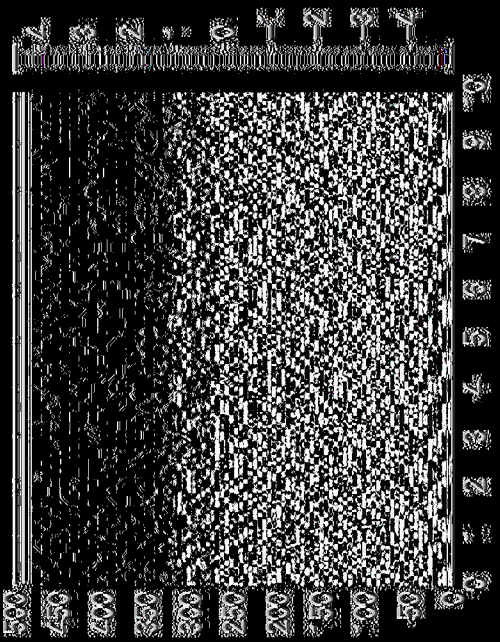


有線停止



有線停止線修正

有線停止線修正



8
4

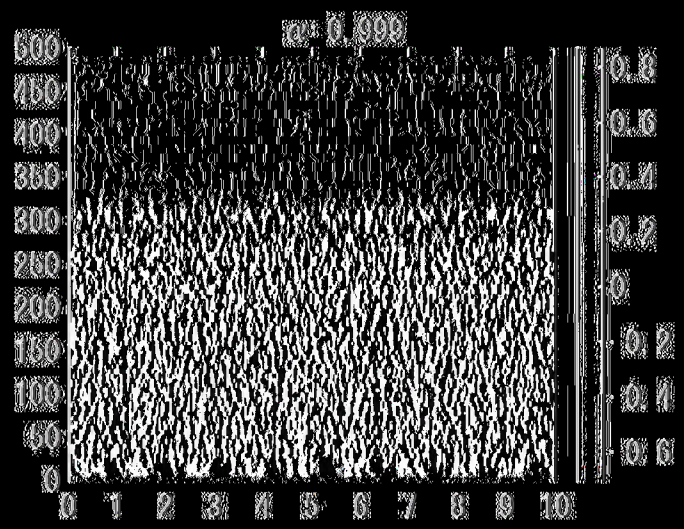
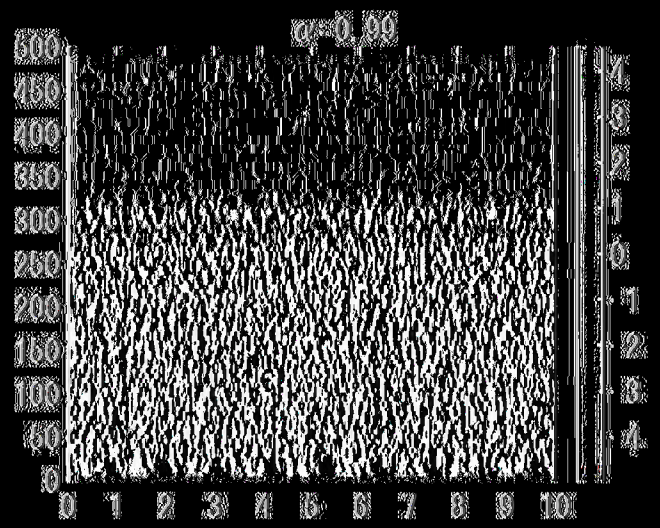
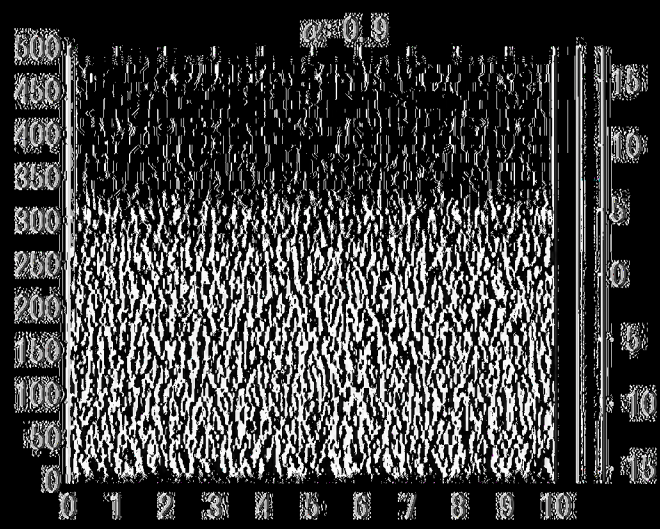


圖19

設為於時亥 t_n ($n=1, 2, \dots$) 翻訊到成爲 $f(t_n)$ 。

此處，

$$f(t) = 1/(2\pi) \int_{-\infty}^{\infty} F(w) e^{jw t} dw$$

將傅立葉分量 $F(w)$ 表示。

訊號之波形成爲

$$g(t) = \sum_n f(t-t_n)$$

將傅立葉變換之字樣設爲 $G(w)$ ，傅立葉分量成爲

$$\begin{aligned} G(w) &= \int_0^T g(t) e^{jw t} dt = \sum_n \int_0^T f(t-t_n) e^{jw t} dt = \sum_n e^{jw t_n} \int_{-t_n}^{T-t_n} f(t) e^{jw t} dt \\ &= \sum_n e^{jw t_n} \int_0^T f(t) e^{jw t} dt \end{aligned}$$

($\because \sum_n f(t) = 0$ ，基本上 $\sum_n f(t) > 0$ 成爲0)

此。

傅立葉變換之能量爲

$$\begin{aligned} \text{Energy} &= \int_0^T g(t)^2 dt = (1/2\pi)^2 \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} G(w) G(w') \int_0^T e^{j(w-w')t} dt \dot{c}w \dot{c}w' \\ &= (1/2\pi)^2 \int_{-\infty}^{\infty} \dot{c}w \dot{c}w' G(w) G(w') e^{j(w-w')T/2} \text{sinc}((w-w')T/2) / ((w-w')T/2) \\ &= (1/2\pi)^2 \int_{-\infty}^{\infty} \dot{c}w \dot{c}w' G(w) G(w') e^{j(w-w')T/2} 2\pi \delta(w-w') \\ &= 1/2\pi \int_{-\infty}^{\infty} G(w) G(-w) \dot{c}w = 1/2\pi \int_{-\infty}^{\infty} |G(w)|^2 \dot{c}w \end{aligned}$$

($\because \int_{-\infty}^{\infty} e^{jx} \text{sinc}(x) / (2\pi x) \rightarrow \pi \delta(x)$)
($\because g(t)$ 爲實數)

此

此

此處，定義以下量作為每單位帶寬率之能量。

$$E(w) = |G(w)|^2 / (2\pi)$$

圖 20

將式代入至式3

$$E(w) = 1/(2\pi) \int_{-\pi}^{\pi} F(w) \sum_{n=-\infty}^{\infty} \exp(jwn) \sum_{m=-\infty}^{\infty} \exp(jwm) F(w)^2 \sum_{l=-\infty}^{\infty} \exp(jwl) \sum_{k=-\infty}^{\infty} \exp(jwk) \dots$$

式4

$$E(w)^2 = 1/(2\pi)^2 \int_{-\pi}^{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} F(w) F(w') \sum_{n=-\infty}^{\infty} \exp(jwn) \sum_{m=-\infty}^{\infty} \exp(jwm) F(w)^2 F(w')^2 \sum_{l=-\infty}^{\infty} \exp(jwl) \sum_{k=-\infty}^{\infty} \exp(jwk) \dots$$

式5

接下來，計算該等量之平均値 < E(w) >、< E(w)^2 >。(平均値主 < > 包圍)

$$\langle E(w) \rangle = 1/(2\pi) \int_{-\pi}^{\pi} F(w)^2 \sum_{n=-\infty}^{\infty} \exp(jwn) \sum_{m=-\infty}^{\infty} \exp(jwm) \dots$$

$$= 1/(2\pi) \int_{-\pi}^{\pi} F(w)^2 \left(\langle \sum_{n=-\infty}^{\infty} \exp(jwn) \rangle + \langle \sum_{m=-\infty}^{\infty} \exp(jwm) \rangle \right)$$

$$= 1/(2\pi) \int_{-\pi}^{\pi} F(w)^2 \left(\langle \sum_{n=-\infty}^{\infty} 1 \rangle + \langle \sum_{m=-\infty}^{\infty} 1 \rangle \right) < \sum_{n=-\infty}^{\infty} \exp(jwn) \rangle < \sum_{m=-\infty}^{\infty} \exp(jwm) \rangle$$

式6

$\langle \sum_{n=-\infty}^{\infty} \exp(jwn) \rangle = \int_{-\pi}^{\pi} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \exp(jwn) dn = 1/(\pi) \int_{-\pi}^{\pi} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \exp(jwn/2) \sum_{m=-\infty}^{\infty} \exp(jwm/2) = 2 \exp(jw/2) \text{sinc}(wT/2)$
 亦為三角波之傅立葉分量，故表示為 $w = 2\pi/\tau \times$ 整數， $wT/2 = \text{sinc}(\pi \times \text{整數}) = 0$
 三項，故 $\langle \sum_{n=-\infty}^{\infty} \exp(jwn) \rangle = 0$ 。
 又， $\langle \sum_{n=-\infty}^{\infty} 1 \rangle$ 為獨立變量其內之平均值數，將其設為 N_{pulses} 。

$$\langle E(w) \rangle = 1/(2\pi) \int_{-\pi}^{\pi} F(w)^2 N_{\text{pulses}}$$

式7

接下來，計算 < E(w)^2 >。將式5

$$\langle E(w)^2 \rangle = 1/(2\pi)^2 \int_{-\pi}^{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} F(w) F(w') \langle \sum_{n=-\infty}^{\infty} \exp(jwn) \sum_{m=-\infty}^{\infty} \exp(jwm) \sum_{l=-\infty}^{\infty} \exp(jwl) \sum_{k=-\infty}^{\infty} \exp(jwk) \dots \rangle$$

$$\langle \sum_{n=-\infty}^{\infty} \exp(jwn) \sum_{m=-\infty}^{\infty} \exp(jwm) \rangle = \langle \sum_{n=-\infty}^{\infty} \sum_{m=-\infty}^{\infty} \exp(jwn) \exp(jwm) \rangle = \langle \sum_{n=-\infty}^{\infty} \sum_{m=-\infty}^{\infty} \exp(jw(n+m)) \rangle = \langle \sum_{n=-\infty}^{\infty} \sum_{m=-\infty}^{\infty} 1 \rangle = 2N_{\text{pulses}}^2$$

$$\langle \sum_{n=-\infty}^{\infty} \sum_{m=-\infty}^{\infty} \exp(jwn) \exp(jwm) \rangle = \langle \sum_{n=-\infty}^{\infty} \sum_{m=-\infty}^{\infty} 1 \rangle = 2N_{\text{pulses}}^2$$

< 除二項以外之項 > 中，其項數恒變數若不同之標號之項或作為互數存在，其獨立，故其互數 < $\sum_{n=-\infty}^{\infty} \exp(jwn) \sum_{m=-\infty}^{\infty} \exp(jwm) \rangle = 0$ 。
 < 除二項以外之項 > 之各項均為 0。

$$\langle E(w)^2 \rangle = 1/(2\pi)^2 \int_{-\pi}^{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} F(w) F(w') (N_{\text{pulses}}^2 + 2N_{\text{pulses}})$$

式8

圖2

根據以上，三能量計算一般之方應平均信噪比 $\langle \text{pow}(w) \rangle$ 及其方差。 $V(\text{pow}(w)) = \langle \text{pow}(w)^2 \rangle - \langle \text{pow}(w) \rangle^2$ 式之結果為時式六之平均能量，故準式四或為每單位時間之平均能量數字，式五亦應為

$$\begin{aligned} \langle \text{pow}(w) \rangle &= \frac{1}{2\pi} \int_0^T |F(w)|^2 N_{\text{pulse}} / T \\ &= \frac{1}{2\pi} \int_0^T |F(w)|^2 N_{\text{pulse}} / T + 2 N_{\text{pulse}}^2 / T^2 \end{aligned}$$

式五，方差為

$$\begin{aligned} V(\text{pow}(w)) &= \langle \text{pow}(w)^2 \rangle - \langle \text{pow}(w) \rangle^2 \\ &= \frac{1}{2\pi} \int_0^T |F(w)|^4 (N_{\text{pulse}} + N_{\text{pulse}}^2) / T^2 \\ &= \frac{1}{2\pi} \int_0^T |F(w)|^4 (T + N_{\text{pulse}}^2) \end{aligned}$$

又，其方差不足，其如下定義式之量 $\langle \text{pow}(w) \rangle$ 。

$$\begin{aligned} V(\text{pow}(w)) &= \langle \text{pow}(w)^2 \rangle - 2 \langle \text{pow}(w) \rangle^2 \\ &= \frac{1}{2\pi} \int_0^T |F(w)|^4 N_{\text{pulse}} / T^2 \\ &= \frac{1}{2\pi} \int_0^T |F(w)|^4 N_{\text{pulse}} / T \end{aligned}$$

接下來，研究五平均化導致之資訊之劣化。

若設為 $f(\cdot) = A \delta(\cdot) \quad (A > 0)$

其 $F(w) = \int_0^T A \delta(\cdot) e^{-jw\cdot} dt = A$

式五成爲

$$\begin{aligned} \langle \text{pow}(w) \rangle &= \frac{1}{2\pi} \int_0^T A^2 N_{\text{pulse}}^2 / T^2 \\ V(\text{pow}(w)) &= \frac{1}{2\pi} \int_0^T A^4 (N_{\text{pulse}} + N_{\text{pulse}}^2) / T^2 \\ U(\text{pow}(w)) &= \frac{1}{2\pi} \int_0^T A^4 N_{\text{pulse}} \end{aligned}$$

式五成爲 $\langle \text{pow}(w) \rangle > 2$ 並非 $\langle \text{pow}(w) \rangle > 2$ 式五左於：容易式四、式五進行比較。

	實例1	實例2
T [sec]	0.100	0.100
A [\sqrt{J}]	1	0.1
n_{pulse} [pulse/sec]	1	100
N_{pulse} [pulse]	0.1	10
$\langle \text{pow}(w) \rangle^2$ [W^2/Hz^2]	0.025	0.025
$V(\text{pow}(w))$ [W^2/Hz^2]	0.279	0.028
$U(\text{pow}(w))$ [W^2/Hz^2]	0.253	0.003

 23

【發明申請專利範圍】

【請求項1】一種資訊處理系統，其具備：

感測器，其於不接觸對象者之位置或接觸上述對象者之軀體之位置偵測上述軀體發出的振動；

訊號擷取部，其從由上述感測器輸出之偵測訊號中擷取表示施加給上述感測器之壓力之壓力訊號、及表示與上述對象者之呼吸相關之聲音之呼吸訊號；

呼吸期判定部，其基於上述壓力訊號之強度之變動來判定上述對象者之呼氣區間及吸氣區間；

異常音判定部，其基於上述呼吸訊號來判定與上述呼吸相關之聲音中是否包含異常音；及

推定部，其於與上述呼吸相關之聲音中包含異常音之情形時，推定該異常音出現於上述呼氣區間與上述吸氣區間中之哪一區間。

【請求項2】如請求項1之資訊處理系統，其中

上述異常音判定部係

於以下情形中之至少任一情形時，判定為與上述呼吸相關之聲音中包含上述異常音，所述情形即包括：

上述呼吸訊號具有預先設定之頻率特性之情形；

於上述呼吸訊號之每個頻帶內包含超過預先設定之強度之訊號之情形；

於上述呼吸訊號之預先設定之頻帶內包含超過預先設定之強度的訊號之情形；及

上述呼吸訊號中正常呼吸時所偵測之頻帶內之訊號之強度與上述預先設定之頻帶內之訊號之強度的比為規定閾值以上之情形。

【請求項3】如請求項1之資訊處理系統，其中

上述異常音包括副雜音，

上述推定部基於上述異常音包含於上述呼氣區間與上述吸氣區間中之哪一區間，來推定上述副雜音之種類。

【請求項4】如請求項3之資訊處理系統，其中上述推定部根據表示上述異常音之異常音訊號之頻率來推定上述副雜音之種類。

【請求項5】如請求項4之資訊處理系統，其中上述推定部係算出對包含上述異常音訊號之頻率的同一頻帶之訊號之強度的時間變動進行平滑化後之平滑化強度，並

根據上述平滑化強度來推定上述副雜音之種類。

【請求項6】如請求項3之資訊處理系統，其中上述推定部根據上述呼氣區間或上述吸氣區間內之上述異常音之音壓變化及出現上述異常音之時間間隔，來推定上述副雜音之種類。

【請求項7】如請求項3之資訊處理系統，其進而具備健康狀態輸出部，該健康狀態輸出部輸出根據推定出之上述副雜音之種類而特定出之關於上述對象者之健康狀態的資訊。

【請求項8】如請求項3之資訊處理系統，其中上述訊號擷取部使用與各類上述副雜音之頻率對應之帶通濾波器，從上述偵測訊號中擷取上述呼吸訊號。

【請求項9】如請求項1之資訊處理系統，其中上述壓力訊號之頻率為0.1 Hz以上1 Hz以下。

【請求項10】如請求項1之資訊處理系統，其中上述呼吸訊號之頻率為20 Hz以上1000 Hz以下。

【請求項11】如請求項1之資訊處理系統，其中

在不接觸上述對象者之位置偵測上述振動之上述感測器係

設置於上述對象者穿著之衣服上之由上述感測器與上述軀體夾著上述衣服的位置，或者

設置於上述對象者躺臥之床或上述對象者落坐之椅子上之支持上述軀體的位置。

【請求項12】如請求項1之資訊處理系統，其中上述軀體至少包含上述對象者之胸部。

【請求項13】如請求項1之資訊處理系統，其中上述感測器為薄板狀。

【請求項14】如請求項1之資訊處理系統，其中上述感測器包括壓電感測器。

【請求項15】如請求項1之資訊處理系統，其中上述感測器具備輸出上述偵測訊號之複數個偵測區域，

上述訊號擷取部從由上述複數個偵測區域之各者輸出之區域別偵測訊號之各者中擷取上述壓力訊號及上述呼吸訊號。

【請求項16】如請求項15之資訊處理系統，其

進而具備產生部位推定部，該產生部位推定部基於從上述區域別偵測訊號之各者中擷取之上述呼吸訊號，來推定上述對象者之體內之異常音產生部位。

【請求項17】如請求項1之資訊處理系統，其中

上述異常音判定部係

對與上述呼氣區間及上述吸氣區間之各者對應之單位區間、或與上述呼氣區間和上述吸氣區間組合得到之呼吸區間對應之單位區間，算出上述偵測訊號中所包含之第1頻率以上之第1呼吸訊號之功率譜，

根據上述呼吸訊號中所包含之第2頻率以下之第2呼吸訊號，對每個上述單

位區間決定於上述功率譜之平均化處理中作為起點之時刻，並

基於針對上述單位區間之各者使上述功率譜中之上述起點一致地進行上述平均化處理之結果，判定與上述呼吸相關之聲音中是否包含異常音。

【請求項18】如請求項17之資訊處理系統，其中

上述異常音判定部於在上述平均化處理中功率譜之方差與上述第1呼吸訊號之功率平均值之平方的比為規定閾值以上之情形時，判定為與上述呼吸相關之聲音中包含異常音。

【請求項19】如請求項17之資訊處理系統，其中

於上述第1呼吸訊號與上述第2呼吸訊號中之至少任一者包含振幅大於預先設定之標準振幅之大振幅訊號的情形時，將上述大振幅訊號之振幅變更為上述標準振幅進行上述平均化處理。

【請求項20】如請求項17之資訊處理系統，其中

於上述第1呼吸訊號與上述第2呼吸訊號中之至少任一者包含振幅大於預先設定之標準振幅之大振幅訊號的情形時，去除該大振幅訊號進行上述平均化處理。

【請求項21】如請求項17之資訊處理系統，其中

基於藉由經 n 次方平均操作（ n 為2以上之自然數）後之上述功率譜之線性組合而算出之值，判定與上述呼吸相關之聲音中是否包含異常音。

【請求項22】一種資訊處理裝置，其具備：

訊號擷取部，其從由感測器輸出之偵測訊號中擷取表示施加給上述感測器之壓力之壓力訊號、及表示與對象者之呼吸相關之聲音之呼吸訊號，上述感測器於不接觸上述對象者之位置或接觸上述對象者之軀體之位置偵測上述軀體發出的振動；

呼吸期判定部，其基於上述壓力訊號之強度之變動來判定上述對象者之呼

氣區間及吸氣區間；

異常音判定部，其基於上述呼吸訊號來判定與上述呼吸相關之聲音中是否包含異常音；及

推定部，其於與上述呼吸相關之聲音中包含異常音之情形時，推定該異常音出現於上述呼氣區間與上述吸氣區間中之哪一區間。

【請求項23】一種資訊處理裝置，其具備：

訊號擷取部，其從由感測器輸出之偵測訊號中擷取表示施加給上述感測器之壓力之壓力訊號、及表示與對象者之呼吸相關之聲音之呼吸訊號，上述感測器於不接觸上述對象者之位置或接觸上述對象者之軀體之位置偵測上述軀體發出的振動；

呼吸期判定部，其基於上述壓力訊號之強度之變動來判定上述對象者之呼氣區間及吸氣區間；以及

異常音判定部，其基於上述呼吸訊號來判定與上述呼吸相關之聲音中是否包含異常音；且

進而具備輸出部，該輸出部對具備推定部之外部裝置輸出上述呼吸期判定部之判定結果及上述異常音判定部之判定結果，上述推定部於與上述呼吸相關之聲音中包含異常音之情形時，推定該異常音出現於上述呼氣區間與上述吸氣區間中之哪一區間。

【請求項24】一種控制方法，其係由1個或複數個資訊處理裝置執行，且包括：

訊號擷取步驟，其係從由感測器輸出之偵測訊號中擷取表示施加給上述感測器之壓力之壓力訊號、及表示與對象者之呼吸相關之聲音之呼吸訊號，上述感測器於不接觸上述對象者之位置或接觸上述對象者之軀體之位置偵測上述軀體發出的振動；

呼吸期判定步驟，其係基於上述壓力訊號之強度之變動來判定上述對象者之呼氣區間及吸氣區間；

異常音判定步驟，其係基於上述呼吸訊號來判定與上述呼吸相關之聲音中是否包含異常音；及

推定步驟，其係於與上述呼吸相關之聲音中包含異常音之情形時，推定該異常音出現於上述呼氣區間與上述吸氣區間中之哪一區間。

【請求項25】一種程式，其係用於控制電腦作為如請求項1之資訊處理系統者，且用於使電腦作為上述訊號擷取部、上述呼吸期判定部、上述異常音判定部及上述推定部發揮功能。