

呼吸量測裝置之簡介

Introduction to Respiratory Measurement Devices

蕭子健、謝景旭

Tzu-Chien Hsiao, Jing-Syu Sie

呼吸是人體重要機轉，吸吐模式、深淺、頻率為氣體交換的重要因素，間接影響自律神經、心搏率、心輸出量、血壓等反應。臨床顯示，異常呼吸中止、雜音與疾病息息相關；而利用慢、深、或腹式等自主呼吸能活化副交感神經，達到身心放鬆。因此，呼吸韻律監控、胸腹腔運動效率評估、心肺耦合現象觀察，進而智慧照護、增進體能等應用皆為生醫工程發展重點。本文從呼吸生理機轉，比較不同量測部位、特質、裝置與其臨床應用之優劣，對呼吸量測與應用有連串性瞭解。

Human breathing plays an important role on the mechanism of gas exchange. The difference of breathing type, inhaling depth, or respiratory rate are the key factors which affect the autonomic nervous system, heart rate, cardiac output, blood pressure, and other reactions. The sleep apnea, chronic obstructive pulmonary disease, or other functional respiratory disorders cause clinical evidences on breathing. And the use of slow, deep, and abdominal breathing can activate the parasympathetic nerve system to relax. Therefore, monitoring respiratory function, evaluating thoracoabdominal movement performance, investigating the cardiopulmonary coupling on the smart care and physical fitness enhancement become the development focus in Biomedical Engineering. This paper introduces the respiratory principle, different measurement methods and devices as well as compares the characteristics of the measuring devices and the clinical applications.

一、前言

氧氣，是人類維持生命跡象的最重要元素，需從外部環境導引至肺泡內進行交換。此一機制係因呼吸器官利用壓力差的方式來達成，藉由心血管系統的運作，將足夠氧氣傳輸到體內各器官與細胞使用，並排出二氧化碳。一次正常呼吸循環中包含吸氣（含憋氣）與吐氣（含滯留），前者為提起胸廓之肌肉與橫膈膜肌肉（產生收縮），使胸腔體積增加而肺內壓下降，空氣可因壓力差關係進入呼吸器官，經過鼻腔的過濾、暖化、潤化，經過咽、喉、氣

管、支氣管到達肺泡，在肺泡壁進行氧氣與二氧化碳交換；反之，原提胸廓肌肉與橫膈膜肌肉舒張，胸腔體積減少，肺內壓上升，吐出氣體，完成一次呼吸。

依據肺內壓產生機制，可區分胸式呼吸（thoracic breathing, TB）、腹式呼吸（abdominal breathing, AB）、以及自由呼吸（spontaneous breathing, 混合 TB 與 AB）。前二者呼吸模式運作方式最大的差異在於：AB 採用橫膈膜運動方式來形成肺內壓差，因此，當氣體進入肺臟下緣的機率比較大。相較於上肺泡而言下肺泡體積小，吸入單位

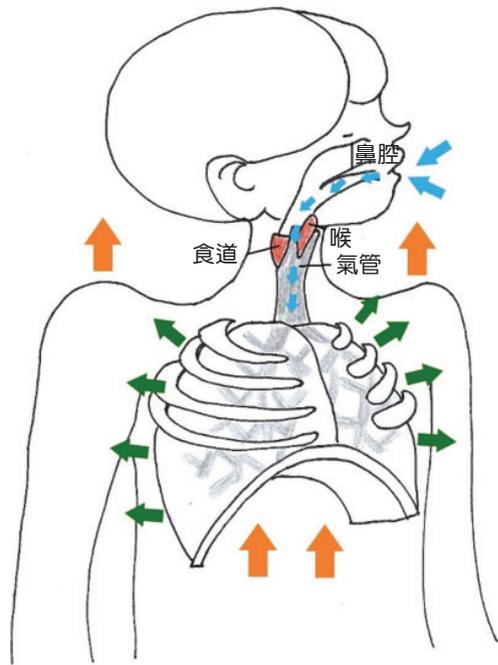


圖 1. 氣體經過之器官，以胸式呼吸為例。

體積氣體的條件下可展開較大的下肺泡表面積，可進行的肺泡中氣體交換機率較高。此外，這二者呼吸模式所對應的生理影響與反應，已有研究學者彙整如表 1 所示，一般在有意識的呼吸調控情況時，透過深且慢的腹式呼吸，可以使副交感神經活化，

表 1. 胸式腹式呼吸之比較⁽²⁾。

生理反應	胸式呼吸	腹式呼吸
呼吸率	慢	快
潮氣量	大	小
肺泡與血液中 CO ₂ 濃度	高	低
血液酸鹼性	酸性	鹼性
O ₂ 運送到組織與器官	快	慢
心輸出量、代謝率	下降	上升
腦中 Alpha 波與放鬆	提高	減少
所影響的自主神經系統	副交感神經	交感神經

調控人體自律神經系統 (autonomic nervous system, ANS)，使身心獲得放鬆，增加氣體在肺泡內的交換效率，也趨使更多腹式呼吸相關討論與研究產生。

呼吸運動的模式、運作過程亦與疾病息息相關，也就是說，一次吸吐的深淺、快慢、使用的呼吸部位等皆可導致或呈現不同的身體條件，亦即呼吸功能的檢測可對應呈現身體現況，例如氣胸 (pneumothorax)、慢性呼吸道疾病 (chronic obstructive pulmonary disease, COPD)、睡眠中止症 (sleep apnea)、嬰兒猝死症 (sudden infant death syndrome, SIDS) 等疾病都有其特定的呼吸樣態。

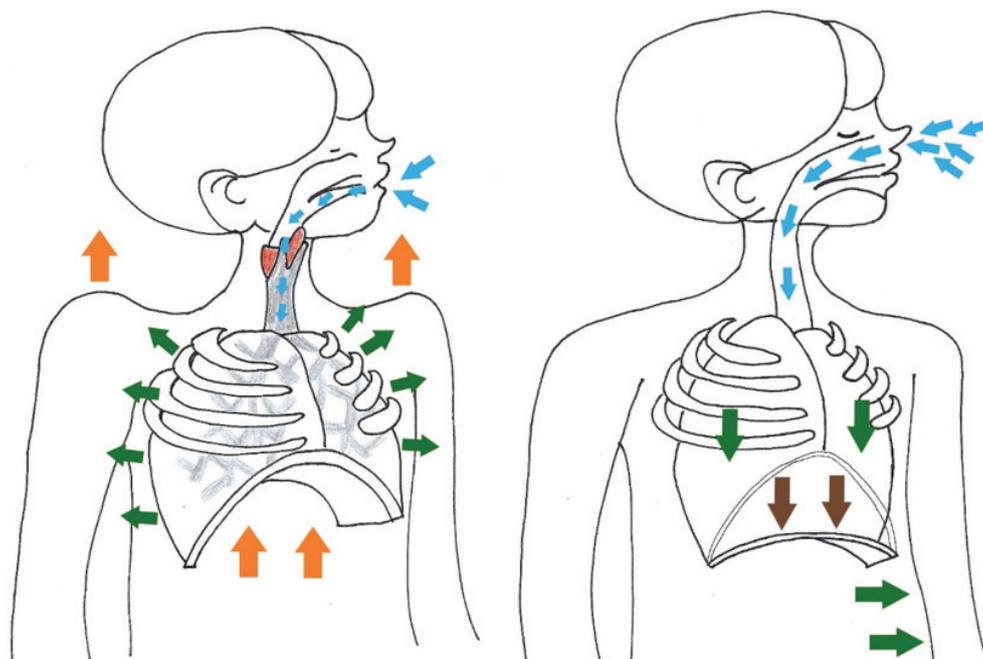


圖 2. 左側胸式呼吸，右側腹式呼吸⁽¹⁾。

表 2.

呼吸量測部位、待測量、生理指標、及量測設備。

量測部位	待測物理量	生理指標	量測設備
鼻口	壓力、體積 溫度 濕度 CO ₂ 濃度	肺活量 溫濕度 呼吸率 CO ₂ 濃度	肺活量計 呼吸用溫度計 呼吸用濕度計 呼吸用 CO ₂ 濃度計
氣管	聲音	聽診	氣管聲音計
胸腹腔	電感變化 電阻變化 阻抗變化 加速規 都卜勒效應	胸腹腔運動 呼吸率 呼吸瞬時速率 胸式／腹式呼吸相位差	電感式呼吸體積計 應變計 阻抗量測計 加速度計 微波監測系統
全身	壓力、體積 光感 體表電位	結構性與功能性肺功能指標	呼吸用床墊傳感系統 全體積描記法 光學式呼吸量測系統 ECG 量測系統

根據不同的呼吸機轉與部位，有相對應的量測方法，如表 2 所示，彙整可量測部位、對應的待測物理量、呼吸功能性指標、以及現行已實現的量測設備。接續會以各量測設備來一一說明量測原理及臨床可能的應用。

二、量測部位與其系統

呼吸肌肉之使用來進行吸吐氣過程 (呼吸運動)，交換體內與外界的氣體，這一連串的身體運行與呼吸機轉，有許多可觀測的物理量，透過這些觀測量可間接地獲得呼吸變化，可研究呼吸疾病、呼吸訓練等呼吸功能性機轉。另外，透過呼吸器官的確認，可進行結構性肺功能指標的量測。接續說明各種量測系統與其原理。

1. 鼻口部位

鼻腔 (nasal cavity) 與口腔 (oral cavity) 是呼吸過程的進氣與排氣必經通道，可執行吸吐氣功能。因此，此部位量測方式有封閉式量測環境的肺活量計 (spirometers)，及藉由吸吐氣過程有改變的物理量，例如，溫度、濕度、以及 CO₂ 濃度等。接續一一說明。

肺活量計係基於波以耳定律 (Boyle's law, $PV = nRT$) 來測定肺殘餘容量，在固定溫度 (T) 與氣體物質的莫耳量 (n) 條件下， PV 為一常數 (R 為理

想氣體常數、 P 為壓力、 V 為體積)。實驗如圖 3 所示，受測者對進行快且淺的呼吸 (過度換氣，hyperventilation)，同時配合開關閥的快速關閉，可求得呼吸前後肺活量計內壓力及體積的變化，經由電腦繪製與分析，可供臨床使用⁽³⁾。

倘若採用鼻腔進氣，空氣 (室溫) 經鼻黏膜加溫到人體相近的溫度；排氣時，排出與體溫相近的氣體，如此，每次呼吸過程氣體溫度會有明顯變化。此一變化最容易用在呼吸率的估算，方便應用在呼吸中止症的監測⁽⁵⁾。在溫度感測器的選擇上，熱電偶、電阻溫度偵測器 (resistance temperature detector, RTD) 與熱敏電阻等三種常見的感測器，熱電偶屬於被動式感測器，可隨著溫度變化產生小幅度電壓波動，通過對電壓的讀數從而得知溫度；RTD 與熱敏電阻則是主動式溫度感測器，其電阻會隨著溫度變化，再對電阻進行量測而推算溫度。另外，熱電偶具有使用簡單、成本低廉、不需要外加電源及溫度量測範圍廣泛的優點，但敏感度和穩定性相較 RTD 和熱敏電阻感測器低；RTD 的穩定性和準確性最高，卻價格較為昂貴，也會因為自熱而產生量測誤差；熱敏電阻量測速度極快，但量測溫度的範圍不及熱電偶大，也需要額外電源。三種溫度感測器各有優劣，可依據呼吸量測需求而選擇最適合的一款。

呼吸過程中濕度變化與溫度變化雷同，在進氣時鼻腔與肺泡都會加濕空氣，因此，濕度感測器

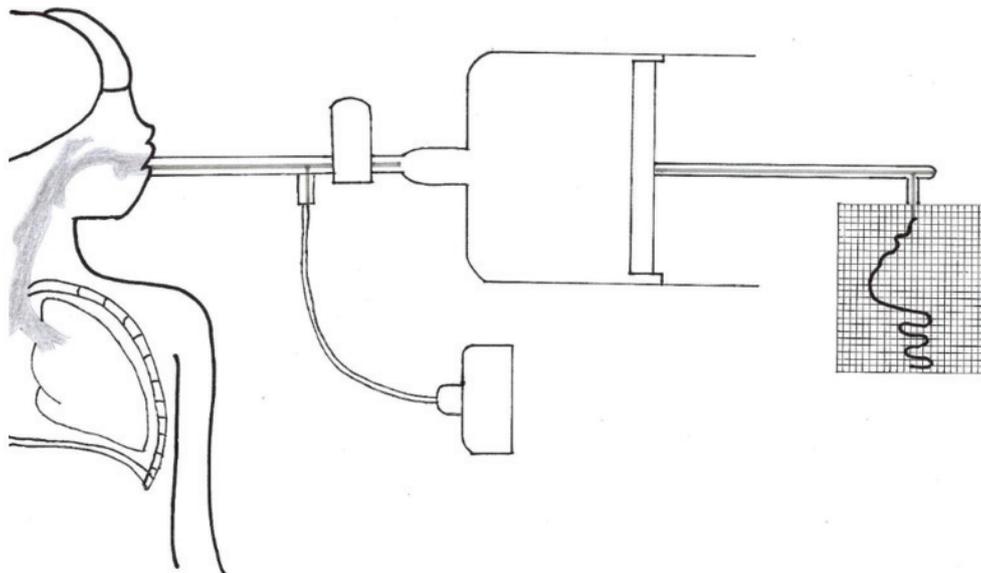


圖 3. 肺活量計之使用⁽⁴⁾。

放置於鼻、口等處(如圖 4)，可獲得濕度變化且計算出呼吸率，此法可應用於嬰兒呼吸監控⁽⁶⁾。濕度感測係屬化學性感測，測定出氣體中水蒸氣含量，而表示式有高精度度需求的絕對濕度 (D ，單位為 $\frac{kg}{m^3}$)，計算方式為 $D = \frac{m}{V} = \frac{P_{water}}{T \times R_w}$ ，其中 m 為空氣中溶解水的質量 (kg)、 V 為空氣體積 (m^3)、 P_{water} 表示為水蒸氣壓 (Pa)、 T 為空氣溫度 ($^{\circ}C$)、以及 R_{water} 代表水分子的氣體常數 ($4.6152 JK^{-1}mol^{-1}$)。另一種慣用的相對濕度 (U)，計算方式為 $U = \frac{P_{water}}{P_s} \times 100\% = \frac{D}{D_s} \times 100\%$ ，其中 P_s 為飽和水蒸氣壓 (Pa)、 D 表示所量測到的絕對濕度、以及 D_s 為飽和絕對濕度。而濕度檢測有四種方式，當水氣變化時，影響阻抗值或電容值的變化、產生氣體而改變熱傳導率、影響晶體震動子的共振頻率、及 α 射線穿越水滴而造成的衰減與光的吸收及反射，其中第一種為慣用的溼度感測器。

CO_2 濃度測量方式與前者雷同(可參考圖 4)，因進氣後 O_2 與 CO_2 在肺泡上交換，排氣時 CO_2 濃度會高於外界空氣，因此， CO_2 感測器置放在鼻、口處，即可量測到呼吸運動過程的變化，間接地獲得呼吸率。 CO_2 的量測技術有兩種：非分散式紅外線 (nondispersive Infrared, NDIR) 與化學氣體感測器。前者運用 CO_2 對紅外線特殊波長的吸收

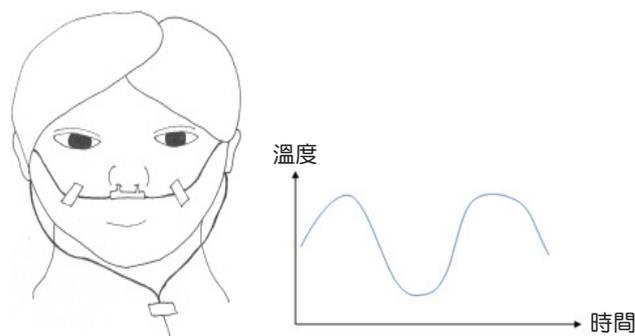


圖 4. 呼吸用溫度計置放示意圖與量測結果。

特性 (CO_2 濃度與吸收量成正比) 而偵測，元件有紅外線光源、光腔、特定波長的濾片以及紅外線感測器，採用擴散或強制灌入方式將 CO_2 進入光腔中進行量測⁽⁷⁾。而化學氣體感測器係利用聚合物 (polymer) 或雜多矽氧烷 (heteropolysiloxane) 的敏感層來量取該濃度，具有低能量消耗的優點，並可縮小尺寸以適應微電子系統，但相較於 NDIR 測量方式，長期漂移效應及較低使用壽命是主要缺點，因此，該感測器出廠時需完成校準，且隨著使用時間的增加需進行零點校準，以確保穩定度⁽⁸⁾。

2. 氣管部位

氣管在進氣與吐氣過程會產生特定聲音，可做為呼吸運動的評估依據，如此，採用麥克風收音，

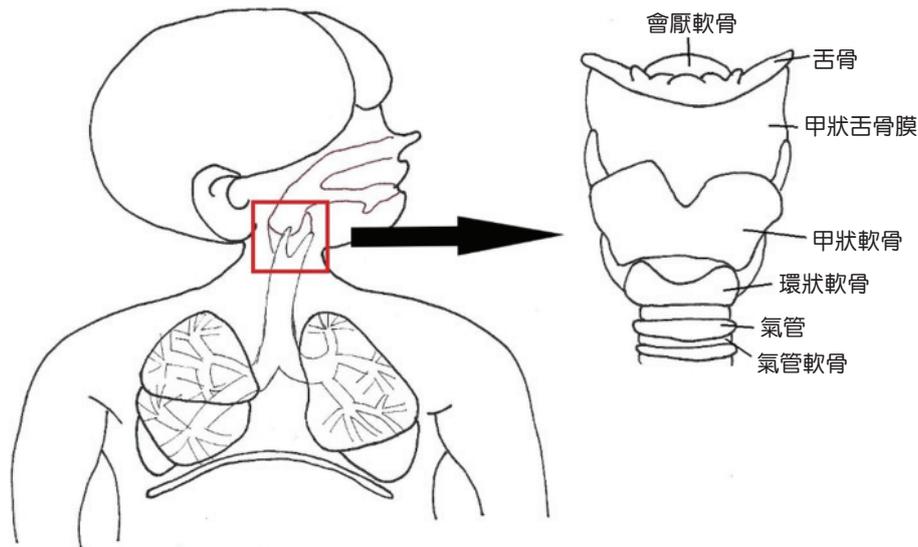


圖 5. 氣管聲音區域。

除了量測一般呼吸聲音外，也可能獲得額外因病產生的聲音，此可應用在急診室呼吸監測⁽⁹⁾。電容式麥克風是慣用的收音元件，根據電容與導板面積成正比、與導板間隔距離呈反比之特性，當聲波撞擊電容式麥克風前端薄膜時，改變麥克風的電容值，進而在電阻元件上產生壓降，並隨聲波頻率與強度大小而有所差異，該交流信號經由耦合電容得到電位差。

3. 胸腹腔部位

胸腹腔運動 (thoracoabdominal movement, TAM) 是呼吸過程由上斜方肌、肋骨與橫膈膜肌等肌群所通力合作的協調運動，間接影響胸腔與腹腔的水平截面積。因此，在此處量測標的為運動過程腔室變化所產生的物理量，有臨床慣用電感式呼吸體積計 (respiratory inductance plethysmography, RIP)、因形變的應變式肺量計 (strain-gauge transducers)、阻抗式肺量計 (impedance pneumography, IP)、加速度計 (accelerometer)、非接觸式的微波量測、以及因胸腔體積改變而造成心電圖振幅變化的調變式呼吸訊號 (ECG-derived respiration, ERD) 等。除了 ERD 外，相較於鼻口部位、氣管部位的量測，此部位可比對胸腹腔位置與呼吸運動樣態，因而對於呼吸運動的同步性、協調性、以及胸式呼吸 (TB) / 腹式呼吸 (AB) / 自由呼

吸等呼吸樣態皆可進一步探討。接續針對不同感測與量測方式一一說明。

如圖 6 所示，若截面積外廓處有電感線圈的佈線，則 TAM 時會導致感應電路的變化，此為臨床慣用電感式呼吸體積計 (RIP) 的量測原理，可視為準確的體積描記方式。因 TAM 可考量胸腔與腹腔的變化，因此，兩條正弦曲線的絕緣線 (約 2.5 cm

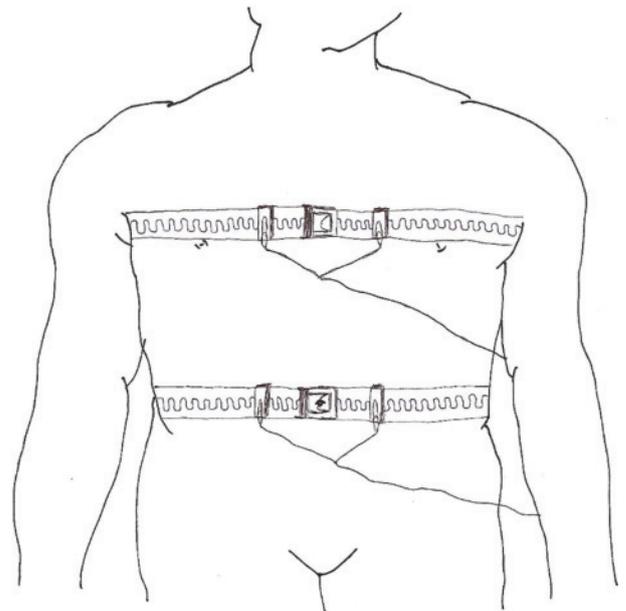


圖 6. 兩條 RIP 綁帶水平固定在腋下 (橫越劍凸) 和腹部 (可橫越肚臍)。

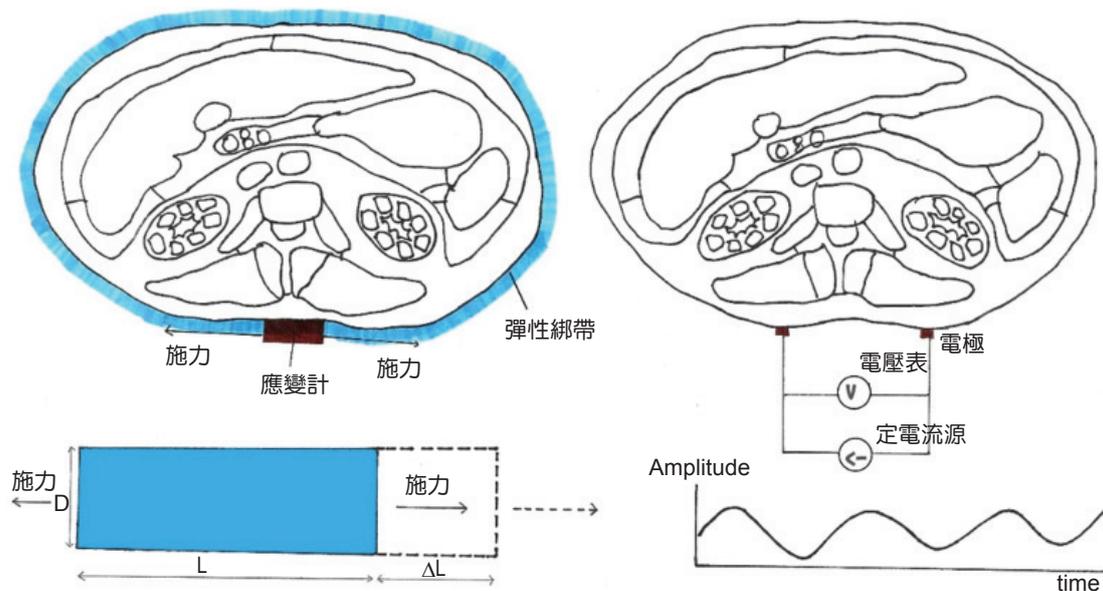


圖 7. 左圖為應變計放置與受力示意圖，右圖為應變與蒲松校應的示意圖。

寬) 固定在彈性鬆緊帶內並水平放置在腋下 (橫越劍凸) 和腹部 (可橫越肚臍)，TAM 時改變絕緣線圈的電感量而影響其震盪頻率，電路可解調出呼吸波形，與胸腹腔截面積和肺容積成正相關⁽¹⁰⁾。目前 RIP 廣泛地應用於睡眠狀態評估、焦慮與壓力研究、心臟病學、肺功能研究 (哮喘、慢性阻塞性肺疾病、呼吸困難) 等方面，且不受運動條件所影響，是 TAM 量測的重要方式。

TAM 時胸腔壁 (圓周長) 產生變化，亦可使用彈性綁帶環繞腔壁，藉應變計 (strain-gauge transducers) 形變而促使電阻值產生變化，再配合惠斯登電橋 (Wheatstone bridge)、儀表放大、低通濾波等處理後即可獲得呼吸運動波形⁽¹¹⁾。應變可定義為物體長度相對於原始未受影響長度的變化比例 (如圖7)。物體變形之緣由係因受到應變之施力所致。應變可為正 (延長所致的拉伸力) 或負 (收縮所致的壓縮力)。物體受單向壓縮時，與此施力垂直之其他兩個方向的伸展趨勢，稱為蒲松效應 (Poisson effect)。蒲松比 (Poisson's ratio) 為此效應的估算值，可定義為橫向應變對比軸向應變的負比例⁽¹²⁾。

阻抗式肺量計 (IP) 亦可使用的方式，呼吸肌肉收縮、胸廓變形、肌肉組織阻抗產生變化。因此，透過胸腔壁上的電極，量測身體電阻抗變化，

是一種安全、非侵入方式來獲得胸內體積 (容量) 之變化^(13, 14)。假設身體由固定阻抗 (Z) 與呼吸時運動過程變動阻抗大小 (ΔZ)，透過產生符合人體可承受範圍的定電流 (I) 導入身體中，經由電極量測身體上的電壓變化 (ΔV)，接續經儀表放大、帶通濾波、全波整流與波峰檢測後，可符合歐姆定律 ($\Delta Z = \Delta V / I$)，亦即是獲得呼吸運動過程的電壓變化，在固定電流條件下，即可推算所對應的阻抗變化。

加速度計 (accelerometer) 固定於胸腔以及腹腔上，由於呼吸時會產生一定方向之加速度變化，除可探討呼吸運動的加速度變化外，並可獲得呼吸率與應用在睡眠呼吸中止症的偵測⁽¹⁵⁾。加速度計的運作原理為壓電效應 (piezoelectricity)，當加速度內部質量塊產生振盪時而產生對等的施力，石英晶體承受該應力所造成的微量形變進而電荷量變化。接續外部放大器或內部電荷轉換器、高電荷敏感度放大器來放大產生的電荷、穩定電流源、降低輸出阻抗、減少外部雜訊等。依據壓電晶體變化而產生電荷、進而改變阻抗的感測元件，亦稱為整合式電子壓電感測器，對於方向相反的快速震盪環境，可完整地加速度變化⁽¹⁶⁾。

微波監測人體訊號是新興研究課題，尤其是 60 GHz 已逐漸成為非接觸式微波生命偵測系統

(microwave life detection system) 的主要頻寬。早期發展需求係因軍事用途及天然災害救援活動，利用雷達偵測及都卜勒效應 (Doppler effect) 去遙測戰場 (災區) 上的人員存活訊號及 TAM 狀態，如圖 8。當電磁波透過天線傳送出一弦波訊號，接觸人體後其反射訊號將帶有該人的呼吸心跳相位調變訊號。接續濾除背景雜訊後便可解調出呼吸、心跳訊號⁽¹⁷⁾。使用 60 GHz 的頻段量測人體呼吸心跳的優點在於：60 GHz 波長極短、外部干擾少、可降低許多不必要的雜訊、天線尺寸小且適合整合至基體電路系統。

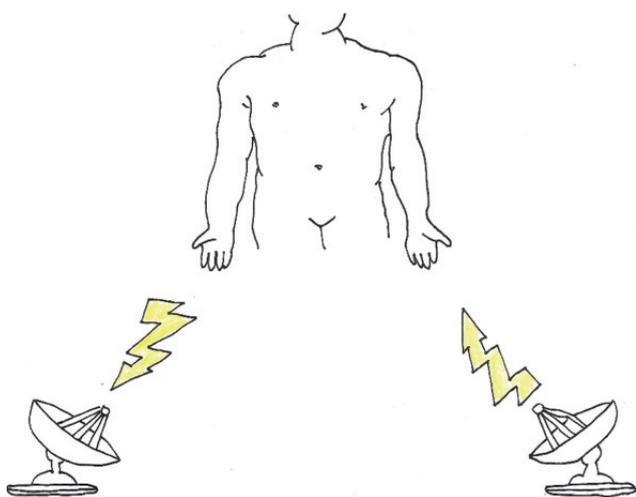


圖 8. 微波量測系統架構。

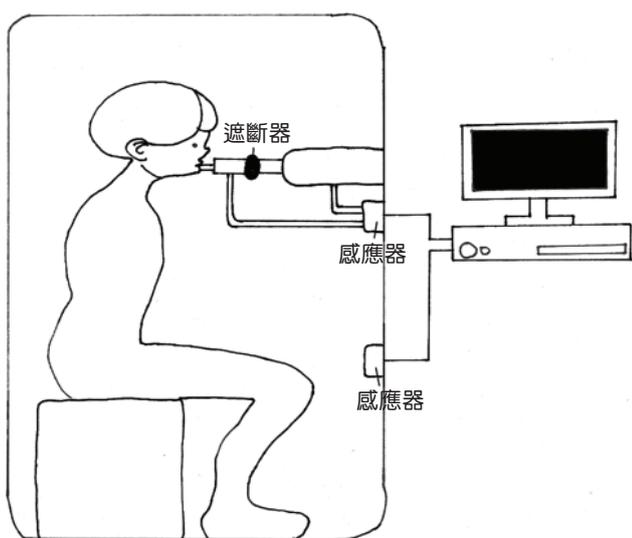


圖 9. 全體積描記法量測系統示意圖。

4. 全身量測部位

人類呼吸運動過程會導致身體輕微晃動，尤其是臥床的呼吸運動特別明顯。因此，可放置數個壓力感測器 (ressure sensor) 於床墊，量測呼吸運動過程之變化，稱為床墊傳感系統 (bed monitoring system with FlexiForce sensors)；另外，配合肺活量計之使用，可將人體放置在密閉環境內，同步觀察呼吸運動過程胸廓、胸腔、肺泡變化，此法稱全體積描記法 (whole body plethysmography, WBP)，如圖 9；尚有一種光學量測方式來獲得功能性與結構性指標，稱之光學式呼吸量測系統 (opto-electronic plethysmography, OEP)，如圖10。接續一一說明。

床墊傳感系統之緣由，係因人體躺在床墊上進行呼吸運動，進氣與排氣、肌肉縮放過程重心偏移，造成床墊受力變化，如此，床墊下布置數個壓力感測器，量測該受力變化且經訊號處理後便可估算呼吸率，此量測方式適用於睡眠品質之評估，特別是呼吸中止之評估⁽¹⁸⁾。壓力 (P) 的定義是每單位面積 (A) 施加力量 (F) 之總合 ($P = F/A$)。壓力感測元件可依據需求、材料成本等而有所差異，不過，基本原理是將壓力轉換為位移量，然後轉換為電壓或電流⁽¹⁹⁾。

全體積描記法 (WBP) 是一種最完整、最仔細的肺功能量測技術，除獲得呼吸率、瞬時呼吸率、壓力、體積、溫度、 CO_2 濃度外，亦可獲得臨床呼吸相關的生理機轉、功能性指標，例如心輸出量 (cardiac output, CO)、心搏量 (stroke volume, SV) 之估算等等。核心技術與肺活量計雷同 ($PV = nRT$)，但多一層外部密閉空間，已確保呼吸運動、心血管系統調控過程的體積、壓力反應等變化可詳實紀錄⁽²⁰⁾。因此，該方法慣用在基礎臨床醫學研究上，特別是心肺系統、心血管系統、以及藥物動力學研究等，仍需透過此法重新描繪。

前述眾多量測方式所獲得的物理量可視為功能性指標，針對結構性指標而言，則需使用光學式呼吸量測系統 (OEP)。此法採間接方式來測量肺換氣量的創新方法，可不壓迫受測者的胸腔、腹腔、以及接觸鼻口等條件下，能夠進行任何呼吸運動。並透過電腦重建的方式，將呼吸運動過程的肺肋骨架、腹肋骨、腹部等腔室重建為三維空間，如此，

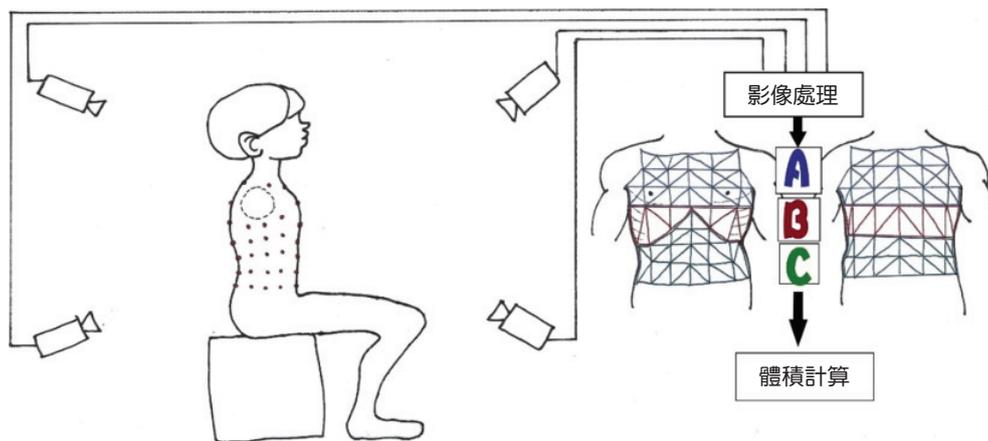


圖 10. OEP 量測示意圖。

可計算出肺容積及腔室的變化。另外，此法對於各腔室間的同步、非同步呼吸運動量測，以及不同呼吸模式下對於潮氣氣量之影響皆可獲取。如圖 10 所示，此法不需吹嘴與鼻夾，只需將直徑為 6 至 10 毫米的半球標記物放置在身體特定位置，透過四個以上感光相機來確定標記的三維座標。經過簡單的校準程序，對場景與受測者比對後，便可計算出胸腔與腹腔的體積⁽²¹⁾。

三、結論

多數呼吸運動量測法，皆以非侵入式方式為主，也就是說，呼吸運動中呼吸率為待測指標的睡眠品質評估、呼吸中止偵測應用上較為完整，多數量測部位與方式皆可適用。然而，呼吸樣態之差異，如胸式呼吸、腹式呼吸等功能差異亦為臨床診斷、健身調息、居家保健之所需，因此，以胸腹腔為待測部位的腹式呼吸練習、胸腹腔運動過程的瞬時相位差、上肺泡與下肺泡氣體交換率、呼吸與心臟的同步運動之評估等皆為應用範疇。但漸漸的也有非接觸式的量測方法出現，如雷達、影像建模...等，提升量測過程的便利性，可導入健身教練、樂器演奏家等需要精確的呼吸調控機轉的應用研究。在量測（擷取）後的呼吸訊號分析發展上，除簡單的呼吸率偵測，亦有學者使用人工智慧 (artificial intelligence)、機器學習 (machine learning)、經驗模態分解 (empirical mode decomposition) 來解構呼

吸波形，解釋呼吸運動的肌群協調過程，並進一步與心電圖 (體表電位) 結合，探討心肺耦合現象 (coupling)，使呼吸運動對血壓的影響研究有更進一步的躍昇。

誌謝

此篇圖稿係由交大生醫工所黃怡樺同學所繪製，特此說明。部分研究經費係科技部計畫支援 (MOST 105-2221-E-009-159)、部分設備維護、資料來源係日龍儀器朱石修先生、美商 NI 國家儀器所支援，特此致謝。

參考文獻

1. Please refer to the website: <http://nextplus.nextmedia.com/news/spot/20160308/360497>.
2. R. C. Miller, *Somatic*, **9**, 24 (1993).
3. R. M. Chernaick and M. B. Raber, *AJRCCM*, **106** (1) (1972).
4. Please refer to the website: https://accessmedicine.mhmedical.com/data/books/1344/p9780071796729-ch033_f010.png.
5. Çavuşoğlu, Mustafa, et al. *European. IEEE. Signal Processing Conference*, **13**, 1 (2005).
6. Y. Ma, et al., *Sensors and Actuators A: Physical*, **49** (1-2), 47 (1995).
7. J. Yang, et al., *Sensors*, **15**, 19618 (2015).
8. R. Zhou, et al., *Sensors and Actuators B: Chemical*, **19** (1-3), 415 (1994).
9. 侯春茹, 陳彥廷, 陳宛琳, 劉尚儒, 梁正, 洪一中, 胡綾真, 顏國郎, 可攜式呼吸速率測量儀之設計, from http://eshare.stust.edu.tw/EshareFile/2011_12/2011_12_c803f5c4.pdf

10. Cohen and P. Kevin, *ITBE*, 44 (7), 555 (1997).
11. 吳奇熾 (民 99), 可穿戴式呼吸型態量測系統之實現與參數分析 (未出版之碩士論文), 私立逢甲大學, 台中市.
12. National Instruments White Paper, Measuring strain with strain gages (2016) from <http://www.ni.com/white-paper/3642/zht/>
13. Gupta and K. Amit, Respiration rate measurement based on impedance pneumography, Texas Instruments application report SBAA181, 2 (2011).
14. 莊嘉瑋 (民 103), 具數位訊號處理能力之微型穿戴式心電圖/呼吸監控平台 (未出版之博士論文), 國立清華大學, 新竹市.
15. 楊庚翰 (民 104), 使用三軸加速度感測器之呼吸訊號處理於睡眠呼吸中止症居家照護系統 (未出版之碩士論文), 國立清華大學, 新竹市.
16. National Instruments White Paper, Measure vibration with accelerometers (2017).
17. 吳宸宇 (民 103), 應用於非接觸式人體呼吸心跳感測系統之毫米波振盪源設計 (未出版之碩士論文), 國立成功大學, 台南市.
18. W.Y. Chang, *Sensors*, 14 (11), 22022 (2014).
19. National Instruments White Paper, How to measure pressure with pressure sensors (2012) from <http://www.ni.com/white-paper/3639/en/>
20. C. P. Crie and et al., *Respiratory Medicine*, 105 (7), 959 (2011).
21. A. Aliverti, A. Pedotti, *Mechanics of breathing-New insights from new technologies*, Italy: Springer-Verlag, 151 (2014).



蕭子健先生為國立陽明大學生物醫學工程博士，現為國立交通大學資訊工程學系副教授以及國立交通大學生物醫學研究所合聘教師，兼任國立交通大學人體與行為研究倫理治理中心主任。

Tzu-Chien Hsio received his Ph.D. degree from Institute of Biomedical Engineering at National Yang-Ming University. He is currently an associate professor in the Department of Computer Science and Institute of Biomedical Engineering at National Chiao Tung University. He is also a supervisor of Research Ethics Center for Human Subject Protection at National Chiao Tung University.



謝景旭先生現為交通大學生醫工程研究所碩士班學生。

Jing-Syu Sie is currently a M.S. student in the Institute of Biomedical Engineering at National Chiao Tung University.