

儀器總覽 Introduction to Instrumentation

醫療儀器

Medical Instrument

行政院國家科學委員會
精密儀器發展中心出版

序言

工業革命以來，儀器技術伴隨科技發展、學術研究及產業需求而蓬勃發展，為人類生活帶來重大變革；近年來政府開始積極推動儀器產業發展，列為重點產業及重要關鍵技術之一，每兩年專案規劃儀器產業技術發展策略，以期帶動本土儀器產業技術發展。本中心進行精密儀器研究發展與技術服務廿餘年，深感國內儀器資訊之重要，陸續編輯出版『科儀新知』、『科儀叢書』等專業刊物及建立『全國科學儀器網路查詢系統』供各界使用。近年來科技發展一日千里，新穎設備不斷問世，系統愈形繁雜，新名詞、新術語層出不窮，本中心乃編纂兼顧廣度與普及性的儀器百科全書，有系統且廣泛地介紹各種科學儀器，『儀器總覽』便是此一構思下之產物，透由國內專家、學者參與，藉深入淺出的解說一方面為廣大青年學子與社會人士解讀各種科學儀器，另一方面亦作為相關技術人員補充專業領域之儀器知識的參考工具。

鑑於儀器係結合光、機、電、真空、控制等物理、化學及生命技術之整合系統，種類繁多，各國分類標準及涵蓋範圍亦隨該國產業現況而異，而我國在工業生產統計分類上尚無精密儀器產業類，「儀器總覽」則依儀器用途概分為八大類組，涵括基本物理量量測儀器、光學量測儀器、化學分析儀器、材料分析儀器、表面分析儀器、電子測試儀器、醫療儀器、環境及安全衛生檢測儀器等，從基本簡易的量測儀器到尖端複雜的分析儀器，盡皆包羅其中。每項儀器的內容儘可能以淺顯易懂的文字表達，避免太過專業的術語與公式，並著重基本原理的說明與實際的應用介紹。

本總覽自 84 年 11 月開始規劃，從架構的研擬，儀器項目的分類，到實際內容的撰寫與審核，共邀集了約二百位儀器相關領域的學者專家共同參與，其中包括大專院校教授、研究機構研究人員、醫學中心的醫生及技術人員等，本總覽承蒙專家學者於百忙之中鼎力協助，方能順利付梓，對所有參與撰稿、審稿及編輯的單位與人員，特致謝忱。本總覽內容如有疏漏之處，冀望各界先進不吝指正，俾供未來修訂增補時之參考。

國科會精密儀器發展中心主任

黃文雄 謹誌

中華民國八十七年九月一日

編審委員

總召集人

黃文雄 國科會精密儀器發展中心主任

副總召集人

陳建人 國科會精密儀器發展中心副主任

分組召集人

王正一 國立臺灣大學附設醫院教學副院長

委員

林俊立 國立臺灣大學附設醫院心臟科醫生

陳金德 國立臺灣大學附設醫院醫學工程室技正兼組長

趙福杉 國立臺灣大學醫學工程研究中心副教授

蔡克嵩 國立臺灣大學附設醫院生物檢驗科醫生

蘇誠道 國立臺灣大學附設醫院核子醫學科醫生

(按姓名筆畫序)

編輯說明

一、編輯目的

儀器在科學研究與工業生產上是極為重要的工具，且與日常生活的關係，如食品檢驗、環境偵測、醫療診斷等，亦日趨密切。環視國內現有之儀器書刊，或為龐大深入之專書，或為尖端之技術性論文，欠缺對儀器廣泛而完整的介紹。精密儀器發展中心彙編本「儀器總覽」，即希望由全面性的角度出發，以較為淺易卻不失完整的方式，向讀者介紹各種儀器。

因為內容較為淺易，故適合大專院校學生與從事儀器相關工作人員，甚或一般社會大眾，建立對儀器基本的認識與瞭解。因為涵蓋了各種領域的儀器，故也適合對某類儀器相當熟悉之研究人員或儀器廠商參考使用。

二、範圍與分類

本總覽收錄之儀器項目以商業化產品為原則。功能過於簡單之工具，因不具備完整的量測或分析功能，不在收錄範圍。所收錄之儀器，依其應用領域，概分為八個類組：

- 基本物理量量測儀器
- 光學量測儀器
- 化學分析儀器
- 材料分析儀器
- 表面分析儀器
- 電子測試儀器
- 醫療儀器
- 環境及安全衛生檢測儀器

各類組依其所含儀器之功能、性質，再細分為不同次項目。

三、基本格式

每項儀器原則上以二至四頁之版面介紹，其內容由以下項目所構成：

1. 名稱：儀器的中、英文名稱
2. 關鍵字：列出該儀器內文中重要的關鍵字與關鍵詞，中、英文並列。
3. 基本原理：說明儀器運作的基本原理與概念。
4. 結構示意圖：利用平面結構圖標明儀器的各項元件，或以方塊圖說明儀器各部份的功能。

5. 規格與特徵：說明一般商業化產品的規格及其優、缺點。
6. 應用與用途：說明儀器主要的應用及其操作技巧。
7. 參考文獻：列出相關的書籍及文獻資料，以供讀者更深入探討之參考。

極少部分的儀器，因其特殊性或解說上的需要，未完全遵循上述原則，例如部分醫療儀器，因涉及人體安全，增列儀器使用安全事項。有些儀器則因其較為簡單或較為複雜，篇幅略有增減。這些都不會影響讀者之閱讀。

四、出版形式

為便於讀者閱讀與使用，本總覽依八個類組分冊編印，每一冊除有該類組收錄儀器之中、英文目錄外，並將該冊全部關鍵字，分別依中文及英文排序方式整理為索引，以利讀者查閱。全書並編印總目錄一冊，將八個類組的儀器目錄及索引彙整，除方便查閱，亦有助於不同類組間的參照。

在「基本物理量量測儀器」類組中，因收錄之儀器多與度量衡的標準檢測有關，特附錄經濟部公告之「度量衡單位及其所用之倍數、分數之名稱、定義及代號」，供讀者參考。

部分類組所涵蓋的儀器領域較廣，儀器種類與項目非常多，部份儀器項目於本輯中未能收錄，加上新產品陸續推出，本中心將持續增補出版。

目錄



生化檢驗設備

- 1 酵素免疫分析儀
Enzyme Immunoassay (EIA) Analyzer
- 4 化學冷光免疫分析儀
Chemiluminescence Immunoassay Analyzer
- 7 自動血液細菌培養偵測系統
Automatic Blood Culture System
- 9 自動血液型態分類計數器
Automatic Blood Cell Differential Counter
- 12 自動血球計數器
Automatic Cell Counter
- 15 流式細胞儀
Flow Cytometer

放射診療設備

- 19 單光子射出電腦伽瑪閃爍攝影機
Single Photon Emission Computerized Gamma Scintillation Camera
- 22 正子發射式斷層掃描機
Positron Emission Tomography (PET)
- 26 磁振造影儀
Magnetic Resonance Imaging (MRI) Tomography
- 28 肺通氣掃描儀
Ventilation Scanner
- 32 醫用直線加速器
Linear Accelerator
- 36 鈷六十遠隔治療機
Cobalt-60 Teletherapy Units
- 40 伽瑪刀立體定位放射手術系統
Gamma Knife Stereotactic Radiosurgery System
- 44 X 光刀立體定位放射手術系統
X-Knife Stereotactic Radiosurgery System
- 47 醫學影像雷射記錄儀
Medical Laser Imager
- 49 蓋格計數器
Geiger-Muller Counter



生理診斷及監視設備

- 52 腦電位錄製儀
Electroencephalograph (EEG) Recorder
- 54 誘導電位裝置及次刺激器
Event-Related Potential (ERP) : Recorder and Stimulator
- 56 心電圖機
Electrocardiograph (ECG)
- 59 生理監視器 (床邊監視器)
Physiologic Monitor (Bedside Monitor)
- 63 肌電圖儀
Electromyograph Machine (EMG)

醫療輔助設備

- 66 注射幫浦
Infusion Pump (IP)
- 69 輸液幫浦
Infusion Pump
- 73 嬰兒保溫箱
Infant Incubator
- 76 高壓氧氣治療裝置
Hyperbaric Oxygen Therapy Device (HBO)
- 81 呼吸輔助器
Ventilator
- 85 高頻率呼吸器
High Frequency Ventilator (HFV)
- 87 麻醉機
Anesthesia Unit
- 91 電擊去顫器
Defibrillator
- 94 心臟節律器
Cardiac Pacemaker
- 97 血液透析裝置
Hemodialysis Apparatus
- 101 眼科氬／氪雷射裝置
Ophthalmic Argon/Krypton Laser Apparatus



-
- 104 體外震波碎石機
Extracorporeal Shock Wave Lithotripter
- 108 電刺激器
Electrical Stimulator
- 111 等速肌力測試系統
Isokinetic Measurement System
- 114 步態分析儀
Gait Analyzer
- 118 電性安全分析儀
Electrical Safety Analyzers
-
- 121 中文關鍵字索引
- 125 英文關鍵字索引

酵素免疫分析儀

Enzyme Immunoassay (EIA) Analyzer

關鍵字：免疫分析法、酵素免疫分析法

Keywords：immunoassay, enzyme immunoassay (EIA)

一、基本原理

抗體 (antibody) 是生物體免疫系統受抗原 (antigen) 的刺激而產生的球蛋白 (immunoglobulin)。抗原與抗體間具有高度的專一性 (specificity)，可藉由抗原結合位置 (antigen-binding site) 相結合。以抗原-抗體結合反應進行免疫分析，必須在抗原或抗體其中之一上標幟記號，酵素免疫法即是以酵素作為標幟記號，以便在反應後測出抗原-抗體複合物的量。

酵素免疫分析法通常分兩類：同質相 (homogeneous) 和異質相 (heterogeneous)。同質相酵素免疫分析法又稱酵素多重免疫分析 (enzyme multiplied immunoassay test, EMIT)，特色在於抗原-抗體的結合會改變標幟酵素的活性，故不需要將已結合的物質分離。但因靈敏度較差，且試藥繁複，在臨床實驗室的應用較少，主要用於偵測藥物及激素。異質相酵素免疫分析法的特色為抗原-抗體反應不會改變酵素的活性，其靈敏度與放射免疫分析法 (radioimmunoassay, RIA) 相當，因不具輻射危險性，廢棄物處理較容易，操作較為簡易，臨床上的檢驗以酵素連結免疫吸附分析 (enzyme-linked immuno-sorbent assay, ELISA) 應用最為廣泛。

ELISA 可分為競爭型 (competitive) 與非競爭型 (non-competitive) 二種。

1. 競爭型

(1) 待分析物為抗原

固相物 (solid phase，如 96 孔微量盤) 上有抗體吸附，加入檢體與以標幟酵素的抗原培育，待測抗原會與標幟抗原競爭固相物上的抗體。待抗體與抗原結合反應達到平衡後，洗去未與固相物結合的物質。再加入酵素受質，進行呈色反應，最後加入終止劑，可以肉眼觀察顏色的變化做為定性試驗，亦

可以光學比色計測定吸光值後計算定量。呈色反應產物量與檢體中抗原量成反比。

(2) 待分析物為抗體

與抗原分析類似，只是改成抗原吸附於固相物上，加入檢體與以酵素標幟的抗體培育。

2. 非競爭型

(1) 待分析物為抗原

固相物表面上有抗體吸附。加入待測血清，培育一段時間後，洗去血清及未結合物質 (此時待測抗原已與固相物上抗體結合)。接著加入標幟酵素的抗體，此抗體可與固相物表面抗體相同，或有不同的抗原決定位 (epitope)，培育一段時間後，使結合在固相表面吸附抗體上的抗原與標幟抗體結合後，再次洗去未結合的標幟抗體。再加入受質呈色，最後加入終止劑終止呈色反應，可以肉眼觀察顏色的變化做為定性試驗，亦可以光學比色計測定吸光值後，計算後定量。受質呈色量與待測抗原量成正比。

(2) 待分析物為抗體

固相物上吸附抗原，將待測血清加入並培育後，洗去未結合的血清物質。接著加入標幟酵素的抗人類免疫球蛋白抗體 (anti human-IgG、IgM 或 IgA)，培育一段時間，洗去未結合的標幟抗體。再加入受質呈色，最後加入終止劑終止呈色反應，可以肉眼觀察顏色的變化做為定性試驗，亦可以光學比色計測定吸光值，計算並定量。受質呈色量與待測抗體量成正比。

二、結構示意圖

茲以自動酵素免疫分析儀的裝置圖介紹結構 (見圖 1)。試劑架 (reagent bottle holder) 放置檢體稀釋液 (sample diluent)、標幟體 (conjugate)、呈色基

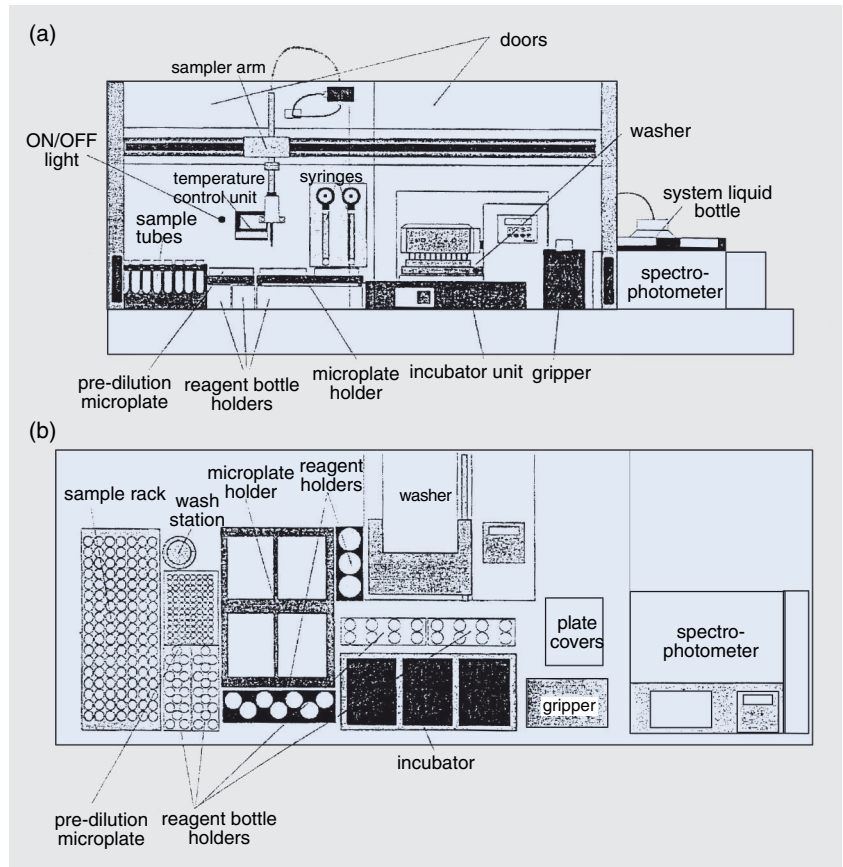


圖 1. 酵素免疫分析儀結構示意圖，(a) 為儀器之正面觀，(b) 為儀器平面配置圖。

質 (substrate) 及終止反應劑 (stop reagent)。檢體架 (sample tubes) 上置放檢體。檢體由機械手臂 (sampler arm) 上的採樣探針 (sampling probe) 吸引至稀釋用微量盤 (pre-dilution microplate)，加入檢體稀釋液，進行檢體稀釋，再由機器夾 (gripper) 將微量盤移至工作平台上微量盤區 (microplate holder)，加入試劑。培養器 (incubator) 可依實驗需要設定培育所需溫度，沖洗儀 (washer) 可進行沖洗的工作；若反應需避光，另有微量盤覆蓋罩 (plate cover) 可由機器夾移動。反應終產物的吸光值由光譜分析儀 (spectrophotometer) 讀取。

三、儀器規格與特徵

市面上有多家品牌酵素免疫分析儀，原理皆相同，基本配備包括試劑架、反應區、沖洗設備和光譜分析儀，只是在配備上略有差異，主要可以下列二種區分。

1. 全自動型與組合式半自動型

前者係指自吸取檢體，檢體稀釋、滴加反應試

劑、沖洗、讀取吸光值、計算結果，皆由電腦控制；若加裝條碼讀取器 (barcode reader)，與醫院中央電腦連線，檢驗結果更可由電腦直接上傳主機。操作人員只需將檢體試管貼上電腦條碼，置於檢體架上，設定各項參數後，啟動後即可暫離 (即所謂 walk-way)。後者則採組合式，將試管架分別安裝，故操作人員可能須自行滴加檢體，將反應盤置入培育槽，再將反應終止的反應盤置入光譜分析儀讀值等等。

2. 開放系統與封閉系統

前者係指該酵素免疫分析儀可配合不同廠牌試劑組的需求，只需更改電腦的設定即可。而封閉系統則專為某特定廠牌試劑組的規格而定，若改換其它廠牌的試劑組，則無法操作之。

欲求得精確的檢驗結果，實驗室的品質控制 (quality control) 則十分重要。關於酵素免疫分析儀的品質控制，有下列重點項目：

- (1) 檢體及各項試劑的體積：由於酵素免疫分析法的靈敏度甚高 ($<1\mu\text{g/dL}$)。檢體及各試劑的量若

略有增減，結果之正確性即降低。一般以人為滴加檢體，容易因手部疲累及手部穩定度不同造成差異；若改以機械手臂操作，則可避免人為上的疏失。另外，各項參數(如吸注速度、機械手臂和探針移動速率、多餘吸注體積等)的設定，採樣探針及試劑探針(reagent probe)的材質是否易沾附檢體或試劑都應列入考慮。

- (2) 沖洗過程：由於定量是根據基質的呈色計算，故將未和抗體或抗原結合的標幟體洗去是十分重要的步驟。需注意：沖洗緩衝劑的配製與保存期限、沖洗次數及體積、沖洗儀之定位(圓底或平底的微量盤有不同的相對位置)，沖洗液是否確實抽乾等項目。
- (3) 光譜分析儀的校正：由於呈色是以光譜分析儀偵測讀取，為維持光譜分析儀的精確，需定期進行校正，包括：透光定位、吸光度、線性偵測、干擾光檢測、偏移及雜訊的檢測等。
- (4) 避免滯留物污染(carryover)：避免檢體或試劑間的相互污染是自動化機器的基本原則。沖洗採樣探針及試劑探針的內側及外側、定期更換採樣探針及試劑探針，可降低滯留物污染的發生率。若使用可丟棄式採樣探針及試劑探針，則將滯留物污染的發生率降至最低。

四、用途及應用

酵素免疫分析儀較放射免疫分析法為優處，在於以酵素標幟，不必擔心放射性物質的衰變，使用時的危險性和廢棄物所造成的環境污染。目前已廣泛應用在測定荷爾蒙濃度(T4、T3U、TSH、FT4、

T3、hCG、LH、FSH、estradiol、progesterone、prolactin)、藥物(pentamycin、tobramycin、amikacin、vancomycin、phenytoxin、phenobarbital、pyrimidone、carbamazepine、digoxin、digitoxin、lidocaine、quinidine、procainamide)、細菌或病毒的抗體和抗原(salmonella、vibrios、brucella、neisseria、klebsiella、chlamydia、treponema、mycobacteria、rubella、cytomegalovirus、toxoplasma、herpesvirus、influenza、measles、rotavirus、HAV、HBV、HIV、HCV、rotavirus)，及其他項目(如核酸、CEA、AFP、ferritin、IgE、CK-MB等)。使用全自動化的酵素免疫分析儀，操作人員感染的風險降低，可避免人為操作的疏失，精確控制檢體及試劑的吸取量、反應時間、反應溫度等，減少機關人事成本，處理大量檢體，省時省力，操作簡易，實為日後大勢所趨。

參考文獻

1. N. R. Rose, E. C. DeMacario, J. L. Fahey, H. Friedman, and G. M. Penn, *Manual of Clinical Laboratory Immunology*, 4th ed., Washionton D.C.: American Society for Microbiology, 2 (1992).
2. G. L. Lawlor, Jr., T. J. Fischer, D. C. Adelman, *Immunology*, 3rd ed., Boston: Little, Brown and Company, 450 (1988).
3. 林明泉, 臨床血清免疫學, 初版, 台北: 合記, 61 (1994).
4. 何敏夫, 臨床化學原理與實驗, 初版, 台北: 合記, 573 (1994).

作者：吳正寧小姐為國立陽明大學生理所碩士，現任先進生物科技有限公司產品專員。

化學冷光免疫分析儀

Chemiluminescence Immunoassay Analyzer

關鍵字：化學冷光、免疫分析法

Keywords：chemiluminescence, immunoassay

一、基本原理

冷光的產生是由於某一種分子受激發後，由激發態返回基態，能量位階的改變，而釋放出能量，並以一種特定波長的光波形式表現出，由於此種光不具任何熱度故稱為「冷光」。一般常見的三種冷光型式：

- (1) 光學冷光 (photoluminescence)：這是由一種能產生螢光的物質，經由某一光源照射而激發，表現出光學冷光。
- (2) 生物冷光 (bioluminescence)：夏夜常見螢火蟲發出的光，即屬生物冷光。
- (3) 化學冷光 (chemiluminescence)：是經由化學反應所產生的冷光。

化學冷光免疫分析法，即是利用上述化學冷光分子做為標示物，標示於有專一性的抗體上，當加入的待測物中含有與此抗體相對之抗原時，會形成抗原－抗體－標示物的複合體，此時加入某一適當的化學試劑(受質)之後，便能激發複合體上的標示物而產生冷光。最後經由冷光偵測器及光電倍增管的偵測，計算出每秒發出的冷光量，即可定量待測物所含的濃度。

依照所使用的受質不同，所產生的冷光時間長短也不同，可以區分為以下二種。

1. 瞬間式 (flash-type) 化學冷光法

最常使用的受質是 acridinium esters，此物可以直接與蛋白質分子結合，經由 H_2O_2 與 OH^- 的作用，會轉變為一個不穩定的高能量中間產物，隨即即可被分解形成穩定的產物，並釋放出冷光，其過程不需任何酵素的催化(圖 1 及圖 2)。

優點：發光反應快速。

缺點：冷光發光時間短暫，不能持續，敏感度無法提高。

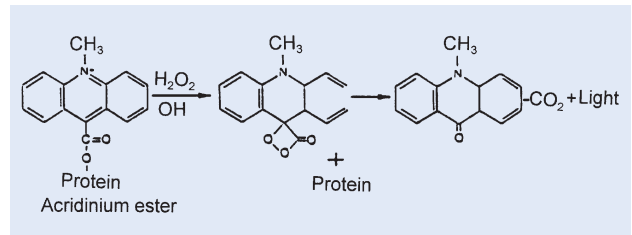


圖 1. Acridinium ester 在化學冷光免疫法之化學反應原理，在 H_2O_2 及 OH^- 之作用下產生冷光。

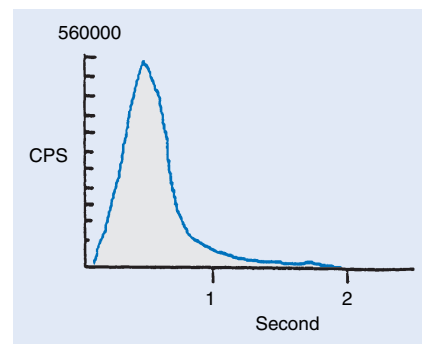


圖 2. 瞬間式化學冷光在瞬間產生後只持續數秒鐘。

例如：Ciba-Corning ACS 180

2. 持續式 (glow type) 化學冷光法

即酵素強化化學冷光 (enzyme-amplified chemiluminescence) 反應，此法是採用能與酵素作用之敏感的化學冷光受質 AMPPD，AMPPD 在鹼性磷酸的催化作用下，能脫去一個磷酸根離子，形成 AMP-D。AMP-D 上的電子會轉移到 dioxetane 上，形成一個不穩定的中間產物再進一步的分解，形成穩定的產物及釋出冷光(圖 3 及圖 4)。

優點：此法所產物的冷光可以維持較長的穩定時間，如此可以增加測量的敏感度

缺點：產生的時間約 10 秒達到穩定狀態。

例如：DPC 的 Immulite、Immulite 2000。

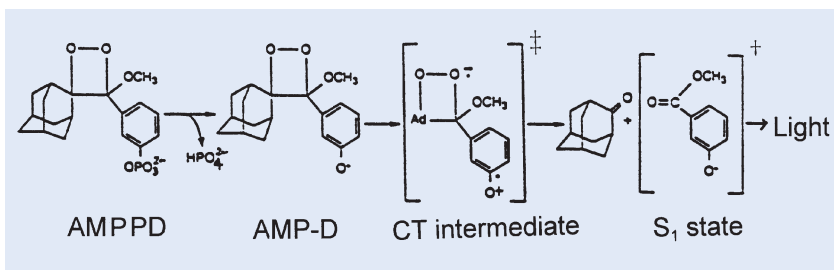


圖3. 酵素強化化學冷光反應利用 ALPase 酵素催化反應，產生冷光。

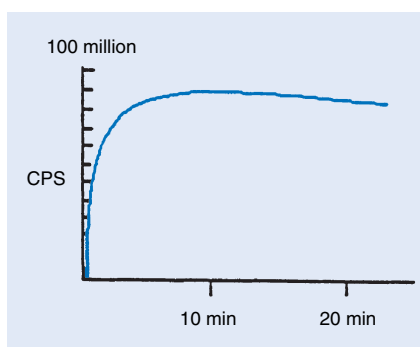


圖4. 持續式化學冷光可以維持數小時。

二、結構示意圖

化學冷光免疫分析儀的儀器結構示意圖如圖 5 所示。

三、儀器規格與特徵

(1) 自動化

由於檢驗技術的進步，以及市場上的需求，各

廠牌的化學冷光分析儀都已採用全面自動化，包括條碼系統掃描裝置來讀取檢體資料及待測項目，並且自動吸取所需的檢體量、自動清洗、自動加試藥，培育時間及溫度的控制、反應結果的偵測、以及將結果計算、報告的傳送、列印等完全自動處理，以節省人力。

(2) 屬於隨機連續取樣模式 (random access continuous mode)

當儀器使用中，急診檢體可隨時插入做分析，單一支檢體可以做多項目連續的測試，以節省人力及時間。

(3) 校正穩定性佳

穩定期長，不必每次操作皆作校正，節省成本及人力。

(4) 高效率

每小時可以達成 120 個測試品或 180 個測試品。

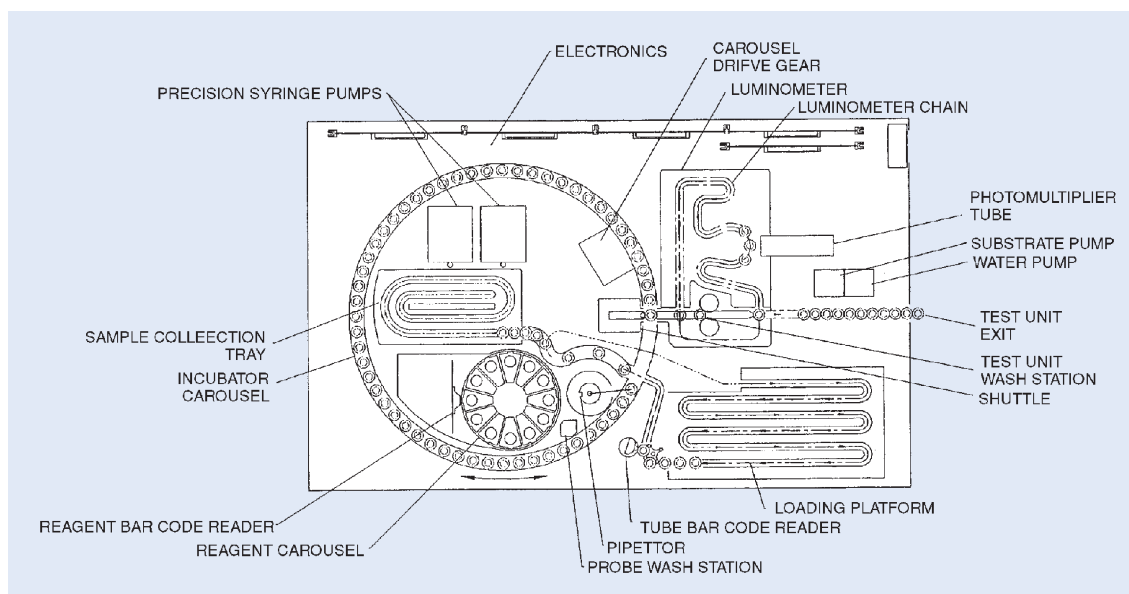


圖5. 化學冷光免疫分析儀的結構簡圖。

表1. 化學冷光免疫分析系統與放射免疫分析系統的比較。

方 法	化學冷光免疫分析系統	放射免疫分析系統	
敏感度	$10^{-15} - 10^{-21}$	$\sim 10^{-21}$	
放射污染性	沒有	有	冷光免疫法沒有放射性廢棄物的危險，可安全使用。RIA 系統的廢棄物處理受原委會監控，廢棄物處理麻煩且久。
系統自動化	全自動	人工	冷光分析儀採全自動系統結果可自動列印，RIA 系統以人工或半自動處理。
試劑使用期限	長	短	冷光免疫的試劑穩定，使用效率高，而 RIA 系統因同位素半衰期短，僅能維持兩週至一個月。
校正穩定性	長，可儲存曲線	短	冷光免疫系統不必每次做校正，校正穩定性高，而 RIA 系統需每次做多點校正，較浪費試劑。
報告結果	數十分鐘	一天或數天	冷光免疫系統全自動操作，每一個測試僅需數十分鐘，即可得知數據，而 RIA 系統需一天或數天，對診斷效率較差。
結 論	將取代 RIA 系統成為最有效之診斷	因環保意識及各種問題將日漸由它法取代	建議將 RIA 系統漸改為冷光免疫系統。

四、應用

全自動的化學冷光免疫分析系統，在市場的需求下，逐漸取代原有的放射免疫分析 (radio-immunassay, RIA) 系統。

由於 RIA 具有很好的敏感度及專一性，所以成為臨床醫學檢驗的重要方法，廣泛的被應用在檢驗分析上。但是由於環保意識的抬頭及揮之不去的放射線危機的陰影，促使學者努力研究新的方法來取代 RIA。二者的比較如表 1 所示。

參考文獻

1. 中華民國醫檢會報, 第十二卷, 第三期 (1997).
2. 長庚病理通訊, 第十四卷, 第六期 (1996).
3. N. L. Alpert, *Clinical Instrument Systems*, **13**, Number 1 (1993).
4. A. L. Babson, *Journal of Clinical Immunoassay*, **14**, 83 (1991).

作者：戴淑珍小姐為中國醫學院醫事技術學系學士，現任佑康公司產品專員。

自動血液細菌培養偵測系統

Automatic Blood Culture System

關鍵字：自動血液細菌培養偵測系統、血液培養、菌血症

Keywords：automatic blood culture system, blood culture, bacteremia

一、基本原理

在 1970 年以前，所有臨床細菌檢驗室均以手工操作血液細菌培養步驟，醫檢人員必須次培養血液培養瓶以獲得檢驗結果，其過程十分耗費人力與時間，醫檢人員並須目視培養瓶中濁度、產氣之現象加以判斷，其結果往往因個人意識而無法十分客觀。1970 年，美國 Johnston 實驗室引用太空生物科技偵測月球上有無生物之技術，研究開發世界上第一台血液培養儀，其原理係運用 C^{14} 標記在培養瓶有機成份中，當培養瓶中含有細菌時，該有機營養成分將被利用並代謝產生含 C^{14} 標記之 CO_2 ，此 CO_2 之濃度直接由儀器偵測並轉變為生長指數值 (GI)，當 GI 值超過某設定值時，即表示陽性培養。在此種偵測原理之運用下，又於 1971 年開發出第一台自動化血液細菌分析儀，目前它的衍生機種 BACTEC 460TB 仍然為美國 CDC 建議為檢查肺結核桿菌之標準方法。

1980 年，BD 公司發展之非放射性 (non-radiometric, NR) 血液培養系統機種問市，其原理係利用紅外線對 CO_2 之高吸光度。當培養瓶內有細菌生長時，則開始消耗養份，養份經代謝後產生之 CO_2 對投射之紅外線產生吸光度，其穿透之光線將被光電偵測器接收並轉換為電子訊號，電子訊號經放大之後，由儀器內部之電腦換算為生長值 (growth value, GV)，GV 值大於某一設定值時，儀器偵測判讀該血瓶為陽性。

1989 年，BD 公司再度推出全自動、大容量，利用紅外線對 CO_2 之高吸光度原理實施細菌偵測之新型機種，此機型採用機器手臂，而無需醫檢人員以手工搬運血瓶，並以電腦控制血瓶測試週期及偵測次數。這型機種適合作業量大的血液培養實驗室 (大於 600 套/月)。

1990 年開始，BD 公司另一種血液培養系統問

市，其原理係利用培養瓶底部帶有螢光染料之感應器 (sensor)。當細菌代謝血瓶內的培養基後，產生的代謝物 CO_2 釋出於血瓶之中，其感應器經儀器之 LED 光源照射之後激發產生螢光，該螢光被機器接收並放大，由儀器內建之精密電腦判讀程式 (algorithm)，依每十分鐘偵測一次之連續結果予以分析，當連續測定之螢光強度、差值、斜率等因子符合電腦判讀程式之標準時，儀器會判斷該血瓶為陽性。

二、結構示意圖

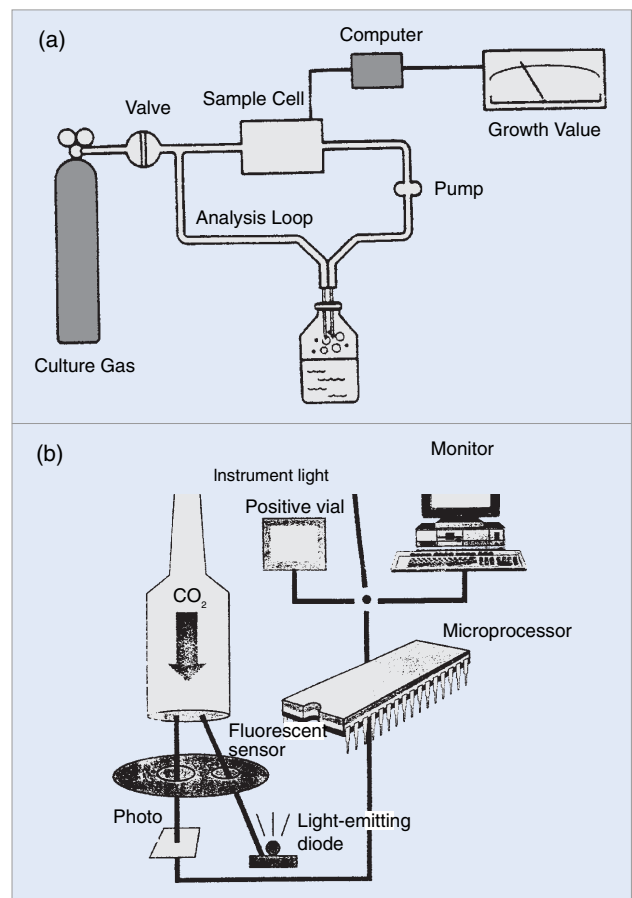


圖 1. 不同機型的血液細菌培養偵測系統的結構示意圖。(a) BD 公司 NR 系列，(b) BD 公司 9000 系列。

表1. 各機型 BACTEC 血液培養系統介紹。

機 型	原 理	功 能	特 性	附 註
NR660	紅外光 CO ₂ 偵測	菌血症檢驗	半自動偵測	
NR730	紅外光 CO ₂ 偵測	菌血症檢驗	半自動偵測	
NR860	紅外光 CO ₂ 偵測	菌血症檢驗	全自動定時偵測	含機器手臂
9050	螢光 CO ₂	菌血症檢驗	全自動連續偵測	50 個血瓶測試槽
9120	螢光 CO ₂	菌血症檢驗	全自動連續偵測	120 個血瓶測試槽
9240	螢光 CO ₂	菌血症檢驗	全自動連續偵測	240 個血瓶測試槽

三、儀器規格與特徵

血液細菌培養偵測系統的血瓶種類可多達七種，其中含樹脂 (resin) 之成人血瓶與含樹脂小兒血瓶，可吸附中和病人血液中的抗生素，並幫助血液中之白血球釋出被吞噬 (phagocytosized) 之細菌，故可顯著提高菌血症之檢出率，在較新型之儀器中，配備有專利之 BIT (built in testing) 裝置，可於每十分鐘自動檢測機器內各測試槽之光電系統，省去醫檢人員手工校正儀器之操作步驟。表 1 為美國 BD 公司的 BACTEC 血液培養系統之功能、原理與產品特性。

四、應用與用途

菌血症 (bacteremia) 為造成感染症病人致死之

重要原因。據美國統計，每年因菌血症造成之死亡病例在 20—50 % 上下，菌血症之診斷與治療必須仰賴血液培養之正確結果，使用自動血液培養系統可大幅節省人力並提高診斷之準確速度，對菌血症病人而言，可提早讓臨床醫師明瞭血液感染來源，並決定使用正確之抗生素加以治療，在臨床診斷上有極大之貢獻。

參考文獻

1. Mahon and Manuselis, *Textbook of Diagnostic Microbiology*, W. B. Saunders company (1995).

作者：廖國欽先生為美國加州大學微生物學碩士，現任美商必帝股份有限公司亞太地區微生物產品事業部產品經理。

自動血液型態分類計數器

Automatic Blood Cell Differential Counter

關鍵字：血液型態分類計數器

Keywords：blood cell differential counter

一、基本原理

以血液型態學方式作為白血球分類檢驗，已經是非常純熟的檢驗技術，而自動血液型態分類計數器的設計，主要是利用微處理器替代人腦作為判讀核心。CCD 電視攝影機取代眼睛，再加上自動化機械移動平台與自動對焦光學顯微鏡，如此便能快速作白血球分類檢驗，除此之外也可以順便分析紅血球的大小及顏色濃度，其分類判讀原理簡述如下。

1. 顯微鏡自動移動平台載著玻片檢體移動尋找白血球，並將白血球移至顯微鏡中央觀景區，再經由電視攝影機將影像轉換成電子訊號。
2. 從攝影機取出之紅綠藍三原色訊號經過類比數位轉換器 (A/D converter) 轉換成數位訊號，一個白血球數位影像大小約莫 $25.6 \mu\text{m}$ 平方，由 128×128 圖素所組成，圖像解析度為 $0.2 \mu\text{m}$ 。
3. 紅綠藍三色數位圖像經過運算得到 B-G 及 R-B 色差濃度訊號，再由此訊號取出細胞核及細胞質之起始位置，同時計算出細胞核及細胞質之參數，如大小、型狀、顏色等。
4. 利用上面所得參數及數位訊號作為白血球分類判讀的依據進行分析，這些數位化參數約有六十餘個，在此僅列出數個比較重要的參數作簡單的介紹。

- (1) 細胞核面積：以細胞核所占有的圖素數量表示，以此參數大致上可作下列分類之參考：
極大細胞核－可能是不正常白血球例如 megakaryocytes。
大細胞核－可能是 monocytes、basophils、atypical lymphocytes、blasts。
中細胞核－可能是 lymphocytes、neutrophils、eosinophils。
小細胞核－可能是 erythroblast。

- (2) 細胞質面積：如同細胞核面積以圖素數量表示。
大細胞質－可能是 monocytes、atypical lymphocytes。
中細胞質－可能是 myelocytes、neutrophils、eosinophils。
小細胞質－可能是 blasts。
 - (3) 細胞核與細胞質面積比
高比值－basophils、microlymphocytes、blasts。
中比值－erythroblasts、macrolymphocytes。
低比值－monocytes、neutrophils、eosinophils、atypical lymphocytes。
 - (4) 細胞核及細胞質周長：周長面積比的大小可以分析出圓形或不規則形狀。
 - (5) 細胞核周長法線參數：在細胞核周長上任取 21 個點，並計算這 21 個點的法線在細胞核內的長度，取最大值與最小值的比值，比值低表示細胞核為接近圓形，另外利用此 21 個法線參數作統計分析也可分析其形狀，是細胞核形狀分析的重要參數。
 - (6) 細胞核數目：主要作為分析 neutrophils 是 band 或者是 seg。
 - (7) 細胞核紅綠藍三色濃度：依細胞核顏色作分類的依據，例如 macrolymphocytes 紅色濃度值較小，而 monocytes 紅色濃度值較大。
 - (8) 細胞質三色 (紅、綠、藍) 濃度：以三色濃度來分析白血球，其中最重要的參數是細胞質綠色及紅色參數，以此參數可作大部份白血球的分類，如圖 1 所示。
5. 經判讀分類結果則存放於磁碟，而未能自動分類之白血球則是將其座標記錄於磁碟，再由操作人員自行判讀 (review)。

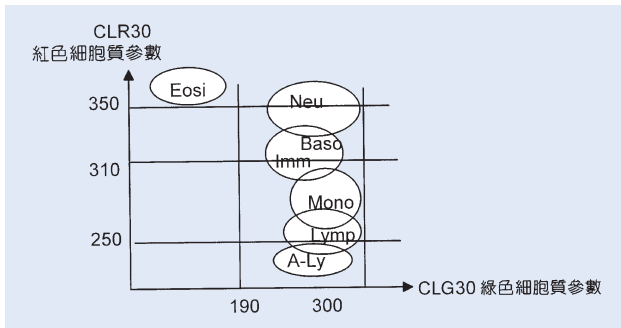


圖 1. 以細胞質綠色參數及紅色參數，作大部分白血球的分類。

二、結構示意圖

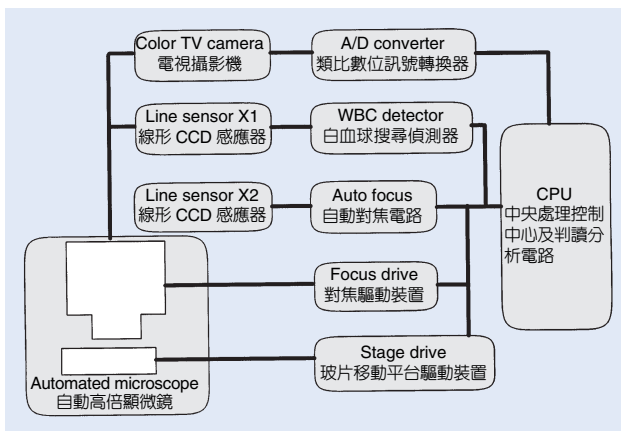


圖 2. 自動血液型態分類計數器之結構圖。

自動血液型態分類計數器是結合高精密電子及機械儀器設備，在此簡單介紹其結構。

1. 自動顯微鏡

由高倍自動對焦顯微鏡 (3200 倍) 及自動移動平台所組成，有自動聚焦功能，特點是自動移動平台採用步進馬達作為驅動裝置，為了得到良好且穩定的影像，特別考慮馬達的慣性動作所產生的「殘留震動」，因此加裝了阻尼隋輪以降低殘留震動。自動對焦則採用步進馬達作為粗調，再用對焦驅動元件—壓電轉換驅動元件 (piezo drive unit) 作為細調，聚焦驅動裝置採用壓電元件是基於此元件為連續動作型態，不像步進馬達是一步一步驅動 (非連續運轉)，所以壓電元件動作解析度非常高。

2. 線形 CCD 偵測器

分為兩組，一個是作白血球搜尋檢出用，另一組是顯微鏡對焦偵測用，其對焦原理並非傳統方式，而是採用兩個線形 CCD 偵測器。一個裝在正焦點稍上方的位置，另一個裝在正焦點稍下方的位置，經過調整後，對焦驅動裝置移動對焦鏡頭，使這兩個偵測器得到相同的訊號輸出即為焦點位置，如圖 3 所示。白血球搜尋方式是自動移動平台先作 Y 軸方向移動，當白血球出現在線形偵測器偵測線上時立即停止 Y 軸移動，改由移動 X 軸將白血球移到中央位置，特別注意一提的是線形偵測器的影像放大倍數是 800 倍，而非 3200 倍。

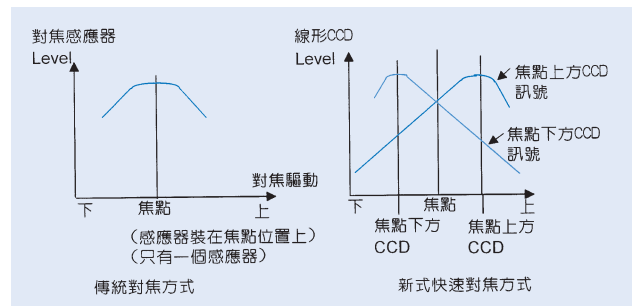


圖 3. 對焦驅動裝置移動對焦鏡頭，得到相同的訊號輸出即為焦點位置。

3. 彩色電視攝影機

採用高穩定醫用攝影機，溫濕度影響小。

4. 類比數位轉換器

將三色影像類比訊號轉換成數位訊號，以便作為電腦判讀分析。

5. 辨識判讀微電腦裝置

內含八個中央處理器及記憶體，所以能快速辨識判讀。

三、儀器規格與特徵

1. 分析模式

- (1) 白血球及紅血球自動分類分析
- (2) 白血球自動分類分析
- (3) 紅血球自動形態分析
- (4) 網狀紅血球自動計數

(5) 白血球自動搜尋檢出模式

2. 品質管制

(1) 再現性檢查

(2) 染色性檢查

(3) Cell by Cell 判讀確認

3. 分類項目

(1) 白血球：一般正常白血球六種 (band neutrophils、segmented neutrophils、eosinophils、basophils、lymphocytes、monocytes) 及不正常白血球三種 (immature granulocytes、blasts、atypical lymphocytes)。

(2) 紅血球：大小紅血球分類，染色性等。

(3) P-J 曲線：14 階

(4) 血小板數目

(5) 網狀紅血球數目

4. 檢驗處理速度：最快 120 檢體/時

5. 顯微鏡：油浸式，自動對焦。

6. 使用標本：白血球及紅血球—wright's stain

網狀紅血球—new methylene blue stain

玻片規格—76 × 26 mm，厚度 0.9—

1.2 mm

四、用途

傳統白血球分類計數均需靠人力判讀計數，人

力資源頗為浪費，而全自動血球分析儀就是針對這一點所開發設計出的精密儀器，節省人力是其最大特色，但由於價格極高，在國內並不普及，且儀器判讀能力僅及一般正常白血球，對於不正常白血球仍需專業人員來判讀。

五、儀器使用安全事項

自動血液型態分類計數器雖是臨床檢驗儀器但並未和病患直接接觸，故沒有特別在安全方面需注意之事項，但是為了得到良好的檢驗品質，操作人員應確實做好品質管制及一般日常保養，如：

1. 每日須做再現性及染色條件檢查。
2. 每日須做顯微鏡光源亮度檢查。
3. 每日至少清潔鏡頭一次。
4. 定期保養。

參考資料

1. *OMRON Automatic Blood Cell Analyzer MICROX HEG-120 service manual*, Tokyo: OMRON Crop.

作者：羅俊偉先生為亞東工專電子工程科畢業，現任九和儀器試藥股份有限公司技術部協理。

自動血球計數器

Automatic Cell Counter

關鍵字：血球計數器、電子阻抗原理、流式細胞儀

Keywords： cell counter, electronic impedance principle, flow cytometer

一、基本原理

血球計數器 (cell counter) 的血球計數原理，係以 Coulter 原理或稱電子阻抗原理 (electronic impedance principle) 之方法計數。此原理為 1947 年 Coulter Wallace 所發現，其作用方法是在一導電溶液中以一隔離槽區隔兩邊再通以正負電極，而隔離槽有一小孔 (aperture) 可供含懸浮顆粒液體流通，而小孔因導電作用其本身與周圍有電流現象，於是當懸浮顆粒通過此小孔時會阻斷此電流現象，而造成電子阻抗作用形成一脈衝現象，因此所形成的脈衝大小和次數，可被用來分析顆粒的體積大小和數量。因此，Coulter 原理被廣泛的應用在人體血球計數的分析和工業上顆粒計數的應用。

血球計數器使用流式細胞儀 (flow cytometer)，以體積、導電度、散射 (V. C. S.

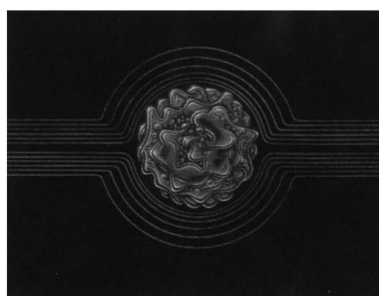
technology) 因子為分析原理，可應用在人類白血球五項分類所使用。圖 1 及圖 2 為流式細胞測定器基本原理之示意圖。

1. 體積 (volume)

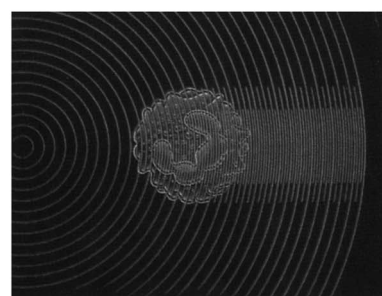
即使用 Coulter 原理，當細胞懸浮在導電溶液中，利用直流電之電子阻抗作用分析細胞大小、體積，而電子阻抗形成的脈衝現象會和細胞大小成正比，因此白血球的分類已略具雛型。

2. 導電度 (conductivity)

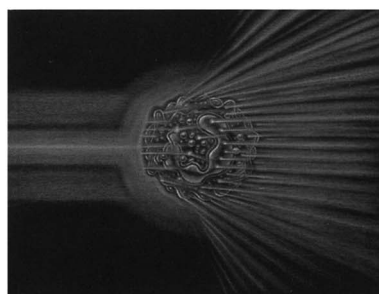
利用高頻電磁波作用在細胞上，因細胞本身為一導體，當高頻電磁波穿過細胞時會被細胞的內容物阻擋，於是利用此一物理特性來偵測細胞內容物、細胞核與細胞漿之比例，利用細胞內部的特



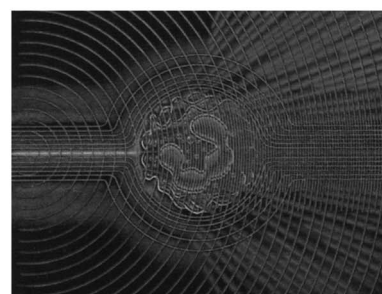
1. Volume.



2. Conductivity.



3. Light Scatter.



4. Combined, integrated analysis.

圖1. 體積、導電度、光散射，及其結合之示意圖。

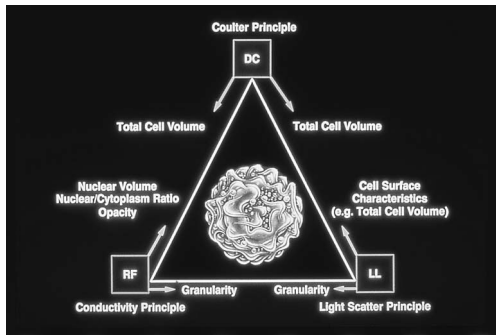


圖2. 流式細胞測定器的分析原理。

徵，可將體積大小接近的細胞因為內部特徵的不同而區別開來。

3. 散射 (scatter)

以雷射作用於細胞，並收集 10—70 度角範圍內的散射光，以其所產生的激光散射來測量出細胞的表面結構和因細胞內部顆粒不同而產生的折射，來加強白血球的分類功能。經由上述三種作用，同時對一白血球進行分析，並逐一對 8000 多顆的白血球加以分析，而分析過程中所產生的光電數據，以三度空間立體圖在 1600 多萬的繪圖點中分別繪製出每一白血球之族群顯示。

二、結構示意圖

電子阻抗原理之示意圖如圖 3 所示。

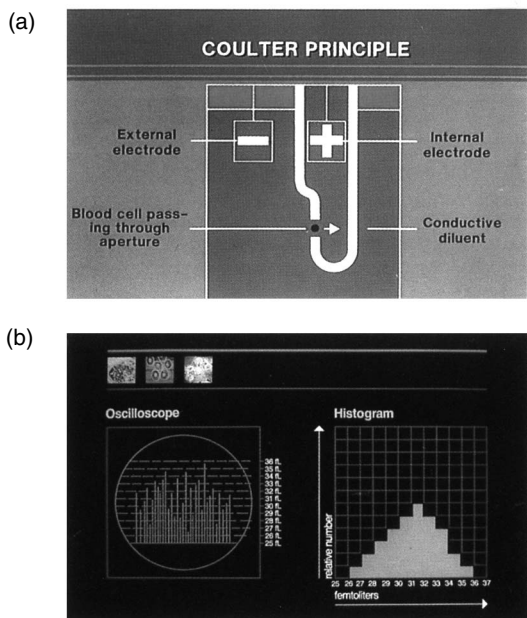


圖3. 電子阻抗原理之簡圖及計數結果。

三、儀器規格與特性

一個精密和準確的血球計數儀應具有以下之特性。

1. 三次計數 (triplicate counting)

每日受檢標本皆經過三次計數，取得報告的平均值，以確保報告的精確性，因而減少檢體因凝集或計數孔阻塞所造成的誤差。

2. 延長計數 (extended counting)

對於受檢標本的細胞計數過低時，儀器本身會自動延長計數次數，以確保報告品質的精確性和穩定度。

3. 掃流裝置 (sweep flow)

於紅血球／血小板計數孔後方裝置一導流裝置，避免因紅血球迴流造成血小板計數上的干擾；其示意圖請見圖 4。

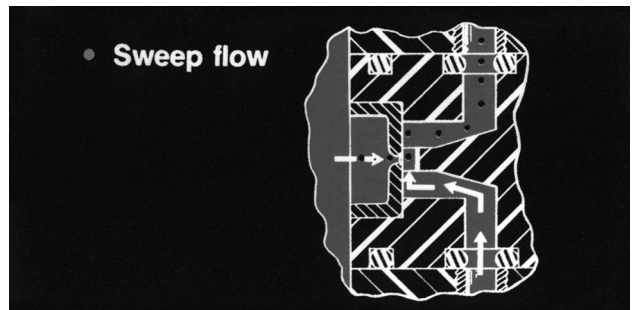


圖4. 掃流裝置結構圖。

4. 脈衝修正 (plus edit)

計數孔在每一細胞的計數過程中，不能保證所得之每一電子脈衝不受干擾，於是血球計數器在細胞計數的過程中收集正常的電子脈衝來計算血球體積，如紅血球平均體積 (MCV)。圖 5 為其示意圖。

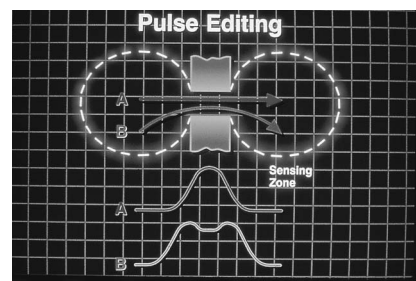


圖5. 脈衝修正之結構圖。

5. 曲線擬合 (curve fitting)

因人體內之血球為一常態之分佈，而血小板之計數易受細胞碎片、微小紅血球或不當之電流干擾，所以當血小板計數完成後經由一統計曲線，擬合所形成之區域，去除上限及下限的干擾，更可延伸曲線計算出較大之血小板，參見圖 6。

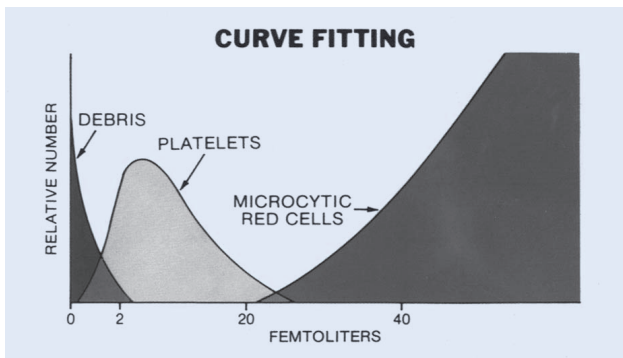


圖 6. 血小板計數完成後，利用統計方法以擬合曲線。

6. 計數孔灼燒 (aperture burn)

每一檢體測試完畢後，均有一較高電壓流經計數孔，使附著於計數孔上的蛋白質被去除掉。避免計數孔因蛋白質或纖維蛋白的附著，造成計數孔阻

塞或計數孔因蛋白質附著，影響計數時電子脈衝的正確性，使血球體積計算上有誤差。

四、應用與用途

血球計數器最大之主要用途為提供人類體內週邊血液中血球數目及白血球 5 項分類的常規報告，以利醫師做臨床上診斷參考。

部分商業化之血球計數器已有使用雷射技術，所以臨床的應用上增加了網狀紅血球分析和人類白血球表面抗原分析 CD4 和 CD8，相信在不久的將來能有更多的分析項目提供在臨床上做為診斷之應用。

參考文獻

1. D. F. Barnard, S. A. Barnard, and A. B. Carter, *Clin. Lab. Haematol*, **11**, 256 (1989).
2. B. A. Warner, D. M. Reardon, and D. P. Marshall, *Med. Lab. Sci.*, **47**, 285 (1990).

作者：華文海先生現任和益儀器有限公司產品專員。

流式細胞儀

Flow Cytometer

關鍵字：流式細胞儀、單克隆抗體、細胞分選儀、白血病、亞群

Keywords：flow cytometer, monoclonal antibody, cell sorter, leukemia, subpopulation

一、概述

近十年來，由於各式各樣的單克隆抗體 (monoclonal antibody) 持續發展及新螢光染料的問世，使得臨床醫學對流式細胞儀的需求日益增加。因為流式細胞儀可提供快速、精準、客觀的診斷數據，因此目前已成為臨床免疫、血液及腫瘤學上重要的診斷工具，並由於該類型的儀器設備硬體、軟體的不斷更新，以及使用新的檢驗方法與試劑 (例如：單一激光可同時偵測四螢光，no-wash sample prep 等等)，許多新的臨床應用也很快速的發展出來。

二、基本原理

早期測定淋巴球表面抗原 (lymphocyte surface marker) 的表現情形，是用單克隆抗體及螢光劑作用後，再以螢光顯微鏡判讀結果。由於是以人工判讀螢光之有無，並計算數目，不但肉眼的敏感度差，且一顆顆的計算螢光染色細胞相當費時，每次計算數百顆細胞，至少需半小時以上，人為的誤差極大，對於抗原濃度較低的細胞經常無法測得。

流式細胞儀不但能快速的測量較多的細胞數目 (其速度可達 15000 cells/second 以上)，而且敏感度高 (<1000 FITC/particle)，它可以測定及計算單一細胞或生物顆粒上的化學或物理特性。首先必須使用已結合上螢光染料的單克隆抗體與單一細胞，如白血球、紅血球、染色體、病毒、細胞或組織細胞之目標細胞 (target cells) 作用後，再將這些已染上螢光染料之細胞通過 fluid stream，並以激光照射在已結合上螢光染料的細胞上時，會隨著螢光染料種類之不同，放射出不同波長的光線，並以光學濾光鏡 (optical filter) 去篩選所欲測定的波長，最後使用光電倍增管 (photo-multiple tube, PMT) 將訊號接收放大後再轉換，最後處理成數據並儲存起來，等測定完後再將資料叫出，並給予分析。

三、結構示意圖

配合所使用的單克隆抗體特性，可以分析定量目標細胞的種類及數量，因此，流式細胞儀基本上由光源、水流系統、光學系統、光子檢測及訊號處理資料儲存五個部分組合而成，最後在配合各種軟體程式來分析各項參數數據，而獲得所需要之結果

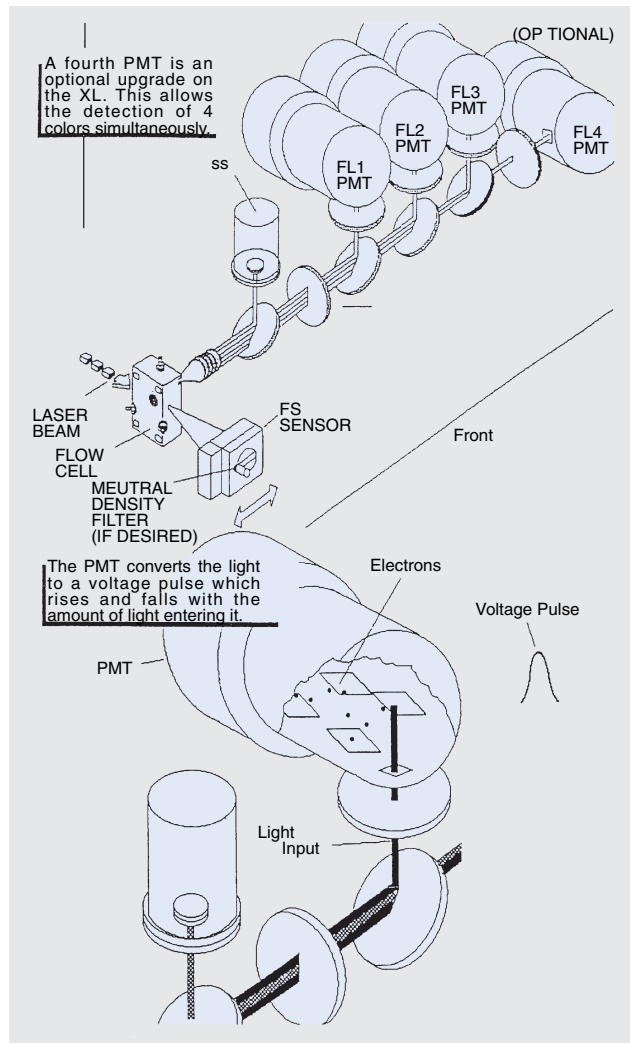


圖 1. 流式細胞儀之結構圖 (COULTER 公司生產製造的 Epics XL)。

型態與參數組合，例如：測定淋巴球表面抗原時，如果同時使用四種單克隆抗體 Anti-CD3、Anti-CD4、Anti-CD8 及 Anti-CD25 (分別結合上 FITC、PE、ECD、PC5 等四種染料)，以流式細胞儀分析時可得知，同一顆細胞上這四種抗原之表現情形及區分成十六種亞群 (subpopulation)，再加上儀器全自動化的分析功能，更能即時將此十六種亞群百分比，馬上計算出來，無需再另行分析，便於對各種亞群之特性能有更深入之了解，圖 1 所示的 COULTER 公司生產製造的 Epics XL。

另有高階流式細胞儀具有同時分離兩種不同細胞之功能，具此功能之流式細胞儀，稱之為細胞分選儀 (cell sorter)，也就是說能將分析所得，有興趣之細胞，給予分離篩選出來，在做進一步之細胞培養及其他功能的研究，如圖 2 所示。

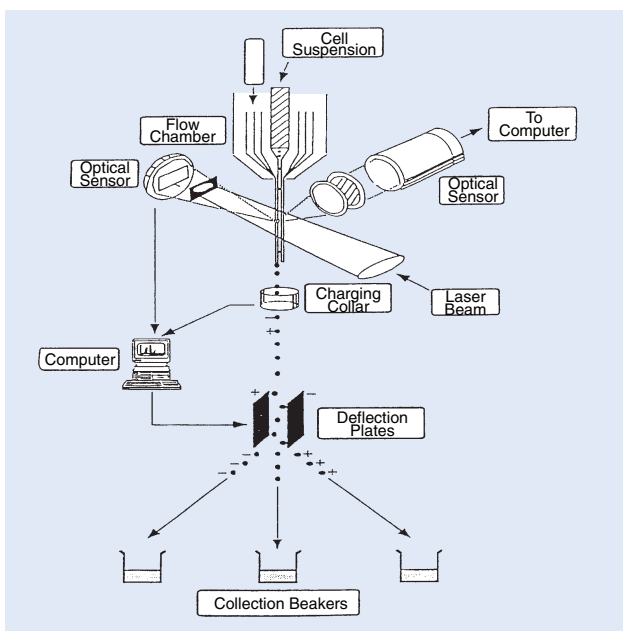


圖 2. 細胞分選儀之結構圖。

四、儀器規格與特徵

嚴格說來，優良的流式細胞分選儀必須具備有下列 5 種條件，(1) 分選速率 (speed)：基本要求為 5000 cells/sec，(2) 分選純度 (purity)：基本要求為 97%，(3) 分選回收率 (recovery)：當分選速率為 10000 cells/sec 時，其基本要求為 90%，(4) 分選細胞的存活率 (viability)：不可低於 60%，若存活率太低，則前功盡棄，(5) 彈性化 (flexibility)：可依

使用者的應用需求而有彈性的應用組合，未來將朝同時使用多雷射系統來激發多種螢光的方向來發展。例如：應用流式細胞分選儀來做精確地染色體的分析及分選，必須使用二種螢光染劑 Hoechst33258 和 Chromomycin A3，而螢光染劑 Hoechst33258 必須使用 UV 波長的雷射光來激發，螢光染劑 Chromomycin A3 必須使用 457 nm 波長的雷射光來激發，而要有足夠的能量來發射此二種波長的雷射，只有 4 W-5 W 的雷射 (CE305)，才能達到。

目前市面上的流式細胞分選儀，所採用的分選方法有電子式及機械式二種。一般流式細胞分選儀具有細胞分選的功能，配備有許多先進的裝置，其設計原理為當細胞水流通過噴嘴時，經過特殊裝置的震動，將水流震成水滴，並依照設定的標準，令這些內含特定細胞的小水滴帶正電荷或負電荷，然後通過含有約 3000 伏特高壓電之兩極偏向板，帶有正電荷之水滴會被負極板吸引，而帶有負電荷的水滴則偏向正極板，沒帶任何電荷的小水滴則從中間流出到廢液桶中，一般而言，使用此種方式分離收集細胞的純度最高 (99%)，而且速度也最快，可高達 15,000 cells/second。

機器式的細胞分選儀，採用 catcher tube 的方法，分選速率最高 300 cells/second，相較於電子式的細胞分選儀慢了約 50 倍，相對地，分選的時間也延長了 50 倍，尤其是稀少細胞分選 (rare cell sorting) 時，其時間更必須延長。因此便影響了分選細胞的存活率，況且每次只能分選一種細胞，且其分選回收率也相對地較低。由上述之說明，可了解到若是真的想要做細胞分選，唯有優良電子式的細胞分選儀才是較佳的選擇。否則，寧可只使用細胞分析儀 (cell analyzer)，以避免不必要地浪費資源。

五、臨床運用及用途

1. 免疫細胞分類 (immune monitoring)

利用各種單克隆抗體與淋巴球表面上的結合，再配合上適當螢光染料，即能夠以流式細胞儀來測定淋巴球表面抗原，能藉此將各種不同分化時期或不同功能的淋巴球予以分類。國際上並統一以 CD

(clusters of differentiation) 來命名，以 CD 命名的抗原，除了淋巴球外，還包括了其他白血球、血小板、紅血球等細胞，目前已有 CD1—CD166。

測定淋巴球表面抗原可以用來了解各種疾病的免疫功能，最常使用的淋巴球亞群，包括 T、B 細胞及 NK 細胞，其中 T 細胞又可分成 Helper T cell (CD3+CD4+CD8-)、Suppressor/Cytotoxic T cells (CD3+CD4-CD8+) 等，如附表 1。

表 1. 淋巴球亞群及其表面抗原。

表面抗原 (maker)	subsets
CD3+	mature T cells
CD3+HLA-DR+	activated T cells
CD3+CD4+	helper T cells
CD3+CD4+Leu8-	T helper-inducer CD4 cells
CD3+CD4+Leu8+	T suppressor--inducer CD4 cells
CD3+CD4+CD29+	CD4 inducer of activation
CD3+CD4+CD45+	CD4 inducer of suppression
CD3+CD8+	supressor T cells
CD3+CD8+HLA-DR+	activated CD8 T cells
CD3+CD8+CD11b-	T cytotoxic CD8 cells
CD3+CD8+CD11b+	T suppressor CD8 cells
CD3+CD8+CD57+	activated CD8 T cells
CD3+CD16+CD56+	non-HLA restricted cytotoxic T cells
CD3-CD16+CD56+	natural killer cells
CD3+CD25+	activated T cells
CD19+	pan B cells

2. 白血病分類 (leukemia immunophenotyping)

使用流式細胞儀協助鑑別惡性血液疾病是非常有用的利器，利用單克隆抗體來偵測淋巴球表面抗原 (包括有 lineage marker、activated marker 等等)，作為治療及癒後的指標。至於各項之選用及組合，通常決定於白血病之種類及臨床之需求，並不是一成不變地全部套用。

3. 最小殘留疾病之偵測

通常白血球病患者，經過各式各樣的化學治療後，其復發率並不低，而經過自體或異體骨髓移植後，復發率也有相同的情形，因此如果能早期偵測

到復發的跡象，就是偵測到白血病細胞的出現，則便可提前給予適當的治療，所謂最小殘留疾病之偵測 (minimal residual disease, MRD) 就是指在經過適當的治療於疾病舒解後，仍殘留的極少量白血病細胞，利用流式細胞儀可以測定白血球抗原的表現，依照不同的白血病並可使用不同組合來測定檢體中微量的白血球細胞，如表 2。

表 2. 針對不同的白血病，所提供的測定組合。

細胞種類	測定組合
T-ALL	cCD3/TdT
B-lineage ALL	CD13/TdT CD33/TdT
Pre-B-ALL	cu/TdT
AML	CD13/TdT CD33/TdT CD7/TdT

4. 骨髓移植上的運用

流式細胞儀在骨髓移植方面的應用有關於週邊血液中 stem cells 的定量，此乃是使用 CD34 單克隆抗體來偵測週邊血液中 Stem Cells，為最簡單、最準確、最快速的方法。

另外也用於研究各種 Cytokines (包括 IL-2、GM-CSF 等等)，在移植前後的變化與併發症之產生之因果關係；藉以了解併發症之產生機轉，從而發展有效的預防治療之道。

5. 器官移植上的運用

流式細胞儀在器官移植上的運用，包括有下列三項：

- (1) 移植前的交叉試驗 (cross-matching) 及混合淋巴球反應法 (mixed lymphocyte reaction)，傳統方法為 CDC (complement-dependent lymphocytotoxicity)，而現今使用流式細胞儀方法，較 CDC 更為省時，更為方便，如圖 3 所示。
- (2) 移植後使用 OKT3 治療時的排斥狀態之監視
 - a. 前治療期 (pretreatment or retreatment)：化驗現有的 antimurine 抗體，計數血液中 CD2⁺ 及 CD3⁺ 淋巴球。
 - b. 治療時期 (during treatment)：計數每日 CD2⁺ 及 CD3⁺ 淋巴球，每五天化驗 antimurine 抗體。

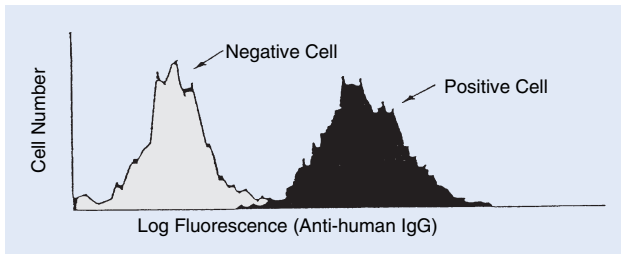


圖3. 流式細胞儀交叉試驗若測定帶有 Positive Cells，則可預測未來移植後，可能會有排斥反應的發生。

c. 治療後 (一星期)：計數 CD2⁺ 及 CD3⁺ 淋巴球，化驗 antimurine 抗體。

(3) 偵測淋巴球活化 (lymphocyte activation) 來診斷移植排斥 (graft rejection)

移植後定期測定淋巴球活化的情形，可以預估是否產生排斥現象，例如：CD8+DR+Cells 增加，CD16+HLA-DR+ 的增加，皆表示有可能產生排斥現象。

6. 腫瘤細胞的總去氧核糖核酸 (total DNA analysis)

流式細胞儀在 DNA 分析方面，除了可以計算 DNA INDEX 之外，還可以分析細胞週期中各個不同時期之百分比，包括 G0/G1、S、G2/M Phase，其中尤其是 S phase 的百分比甚為重要，代表細胞分化的情形，可以作為疾病癒後之指標，如圖 4。

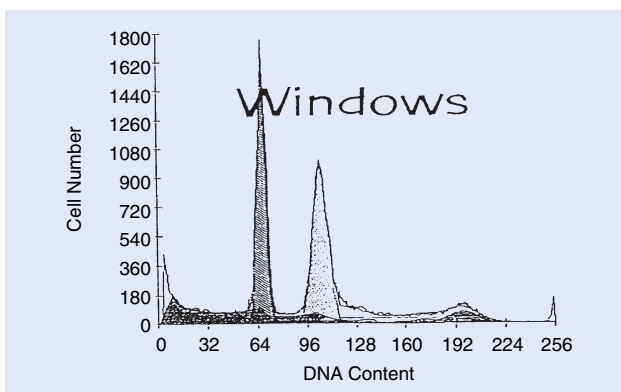


圖4. 利用相容視窗 95 (windows 95) 之去氧核糖核酸自動分析軟體來自動分析細胞週期及核倍體。

測定腫瘤細胞的 DNA 含量，可以作為很有價值的疾病癒後指標。一般來說，雙核倍體 (diploid) DNA 腫瘤的癒後較非雙核倍體 (aneuploid) DNA 為佳，如圖 5。

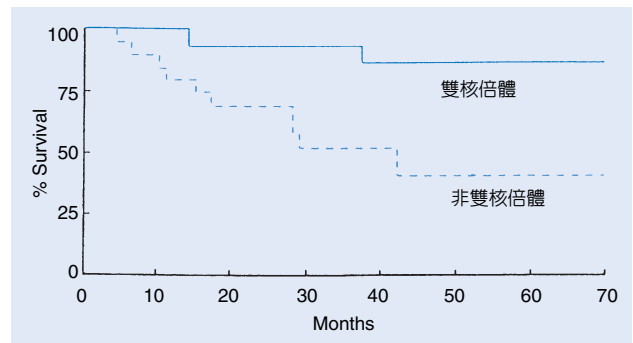


圖5. 大腸直腸癌病患其腫瘤細胞核倍體與病患存活率及存活時間之關係圖。

鑑於流式細胞儀在臨床應用方面越來越廣泛，因此操作簡單、使用方便、趨向自動化的流式細胞儀，尤其是配備有自動檢體製備系統 (multi-Q-prep) 及自動檢體上機的系統 (multi-carousel loader) 的儀器越來越重要。

又現在的趨勢是必須同時使用多項參數來分析實驗數據，才能了解同一顆細胞上的不同抗原表現情形，尤其在測定血液細胞的系統 (lineage)，更是有其需要性，因此利用單一激光 (488 nm)，可同時偵測四個螢光染料之高品質流式細胞儀乃應運而生，除可提供臨床使用者更可靠、更快速的檢驗方法之外，也可節省許多採購及後續的維修成本。

參考文獻

1. J. Boezeman, R. Raymakers, G. Vierwinden, and P. Linssen, *Cytometry*, **28**, 305 (1997).
2. M. A. King, Monica A. Radicchi-Mastroianni, *Cytometry*, **24**, 368 (1996).
3. Zbigniew Darzynkiewicz, J. P. Robinson, and H. A. Crissman, *Flow Cytometry*, 2nd ed.
4. H. M. Shapiro, *Practical Flow Cytometry*, third edition.

作者：黃瑞璋先生為台北醫學院醫事技術學系學士，現任庫爾特電子儀器公司經理。

單光子射出電腦伽瑪閃爍攝影機

Single Photon Emission Computerized Gamma Scintillation Camera

關鍵字：伽瑪閃爍攝影機、碘化鈉晶體、光電倍增管、準直儀

Keywords： gamma scintillation camera, sodium iodide, photomultiplier tube, collimator

一、基本原理

伽瑪閃爍攝影機是利用光子與物質之間的作用，即當伽瑪射線照射在碘化鈉晶體時會產生螢光閃爍，進而引發光電子的產生，這些光電子經過光電倍增管的作用後，透過一些特殊裝置將偵測到的訊號加以重整，最後以影像的方式呈現在螢幕上。以下分別就伽瑪閃爍偵測器的結構，說明其工作原理。

二、結構示意圖

伽瑪閃爍攝影機一般可分為三個部分：(1) 偵測頭，包括準直儀 (collimator)、碘化鈉晶體 (NaI) 及光電倍增管 (photomultiplier tube, PMT) 等，(2) 解碼線路，(3) 監視系統。圖 1 為伽瑪閃爍攝影機的結構示意圖。

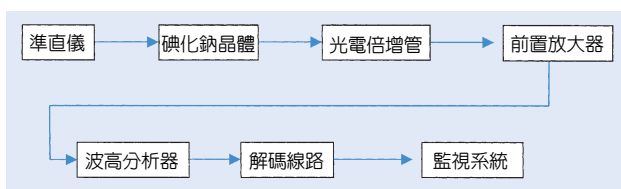


圖 1. 伽瑪閃爍攝影機之結構圖。

1. 偵測頭

(1) 準直儀

準直儀在伽瑪閃爍攝影機中是一種十分重要的附屬設備。其主要功用為：限制照野以及消除二次射線。由於核醫造影所使用的放射性核種的能量各不相同，因此準直儀的分類有下列幾種分法：

- (a) 依能量區分：可分為高能量、中能量、低能量。
- (b) 依功能區分：可分為高靈敏度、高解析度。
- (c) 依形狀區分：可分為平行孔、聚焦式、散焦式、針孔式。

(2) 碘化鈉晶體

核子醫學造影檢查的方式是利用放射性同位素的標誌物，經由靜脈注射、口服、或吸入等由靜脈，消化道或呼吸系統等進入人體，到達特定器官或部位聚集，由於這些標誌物會釋放出伽瑪射線，所以我們使用碘化鈉晶體來偵測伽瑪射線的量，因為碘化鈉晶體與伽瑪射線作用後會產生光電子，因而可以根據放射性藥物在特定器官之分佈狀態評估出該器官之生理功能。

一般而言，碘化鈉晶體厚度大小的選用原則為 0.5 cm 左右，因為晶體的大小會影響偵測器的靈敏度與解析度，晶體太厚會產生二次光子尖峰，使解析度下降，太薄則必須加強病患劑量以增強靈敏度，由此可知碘化鈉晶體的選擇是十分重要的。

(3) 光電倍增管

光電倍增管是由三個部分所組成：(a) 光陰極，(b) 二次發射極，(c) 高壓供給，其結構如圖 2。

- (a) 光陰極：由鉍與鎘之合金構成，主要是用來收集光電子藉由高電壓將電子發射至二次發射極。
- (b) 二次發射極：光電倍增管內通常有 6—12 個二次發射極，當電子由光陰極射出撞擊二次發射極時，會釋放出另一個電子，此時下一個二次發射極會吸引第一個二次發射極的電子群撞擊，又產生另一個新電子群，如此反覆倍增電子數，最後收集至收集陽極。
- (c) 高壓供給：使用穩壓器是為了防止電壓變動而導至輸出脈衝的變化。

(4) 前置放大器

由於光電倍增管的輸出脈衝太小，因此必須將這些訊號加以放大，所以在光電倍增管與放大器之

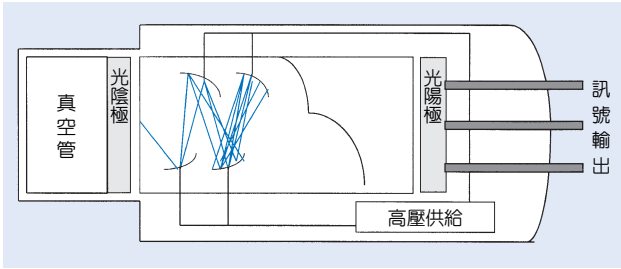


圖2. 光電倍增管結構圖。(註：光陰極前通常會設置在一真空管內，真空管周圍通常會塗上一層吸光物質，目的在增加吸收光電子的效率。)

間置放一個前置放大器。

(5) 放大器

放大器的目的有二：(1) 脈衝整形，修飾原始脈衝訊號。(2) 脈波振幅放大，增加信號與雜訊比值，以便於波高分析器鑑別原始訊號。

(6) 波高分析器

由於原始光子的訊號範圍很大，而我們僅需要某一特定範圍的光子訊號，因此波高分析器的設計是用來分離出我們所要的光子訊號。其工作原理如圖 3 所示。

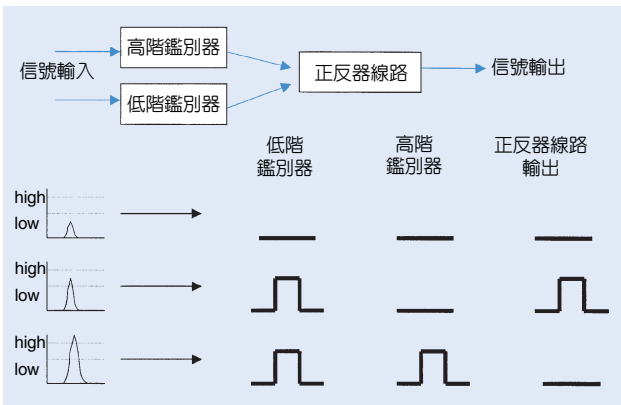


圖3. 波高分析器之結構與工作原理，當光子尖峰未達低限值時，高階與低階鑑別器皆無訊號輸出，正反器之輸出亦沒有反應，當光子尖峰高於低限值時，低階鑑別器輸出有訊號送出，但是高階鑑別器輸出沒有訊號反應，正反器之輸出則送出訊號，這表示此光子訊號為所要的光子能量。換言之，當低限值與高限值同時有訊號時，則正反器輸出無訊號送出，表示光子能量不在所要之範圍中。

2. 解碼線路

由於伽瑪閃爍攝影機確認發生光電效應之位址訊號是由許多光電倍增管所組成的一個二維偵測平面，因此每個光電倍增管所測量的訊號經過解碼線路可以描繪出各個光電倍增管所在位置的測量結果。換言之，可知該位置之偵測晶體所接受到放射性強度大小。如圖 4 所示。

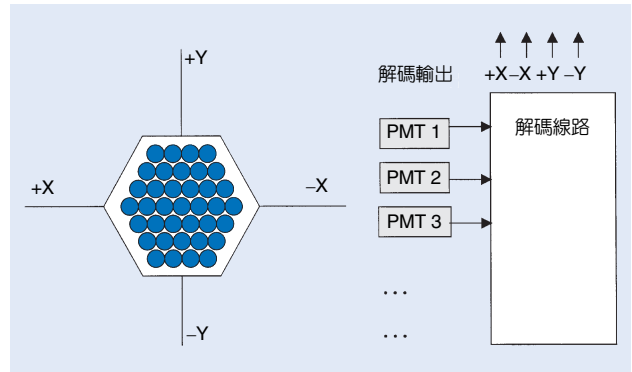


圖4. 解碼線路示意圖，每一個光電倍增管在座標上都有其特定位置，因此可藉由解碼線路分別記錄之。

3. 監視系統

在解碼線路之後，我們接上一個監視器，可以看到經過解碼之後的影像呈現，接到攝影裝置，亦可將影像記錄成像片或藉由電腦將其儲存在磁碟片上。如圖 5 所示。

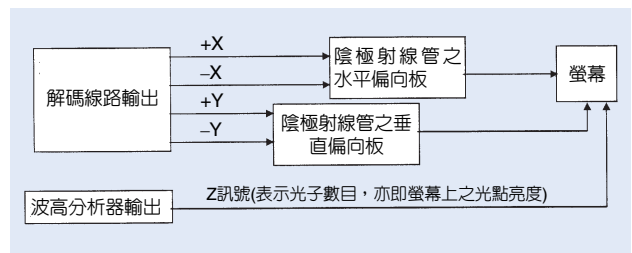


圖5. 監視系統結構圖。

三、儀器規格與特徵

目前核子醫學造影所使用的伽瑪閃爍攝影機大多是單偵測頭，近年來雙偵測頭的伽瑪閃爍攝影機已逐漸廣泛被使用，由於伽瑪閃爍攝影機的型式眾多，其規格也沒有特殊的規定，因此一般對伽瑪閃爍攝影機的規格說明如表 1 所示。

表1. 伽瑪閃爍攝影機之規格。

偵測頭	單偵測頭，雙偵測頭，三偵測頭(特殊用途)
偵測頭形狀	圓型，方型
光電倍增管數目	光電倍增管越多，解析力越佳
準直儀	基本配置 LEGP、LEHR、MEGP 其餘為選擇性配備
電腦軟體	各廠商自行開發
其他附屬配備	不同廠牌有不同的附屬配備

註：LEGP (low energy general purpose)：低能量多用途。

LEHR (low energy high resolution)：低能量高解析度。

MEGP (medium energy general purpose)：中能量多用途。

四、應用與用途

伽瑪閃爍攝影機在核子醫學造影檢查中是不可或缺的設備，無論是定性的影像判讀或者是定量的生理分析，都必須依靠伽瑪閃爍攝影機來完成。近年來由於資訊科技的迅速發展，電腦在醫療儀器的配置亦十分地廣範，伽瑪閃爍攝影機經過不斷的改良設計，無論是速度上或者是精確度上都有著顯著的進步。雖然目前的閃爍攝影機的種類繁多，但是其基本原理卻是大同小異。

閃爍攝影機是一種輻射偵測器的應用，其本身並不會產生放射線，加上核子醫學診斷上所使用的

放射性核種的輻射量是十分微量，因此對使用者或操作者而言都是十分安全的。

參考資料

1. 張文成編譯, 基礎核子醫學, 華杏出版社.
2. E. J. Paul and D. B. Scodde, *Principles and Practice of Nuclear Medicine*, C. V. Mosby, 131 (1993).
3. 翁寶山校閱, 蔡榮鎧編譯, 最新放射物理學, 國興出版社, 460.

作者：杜高瑩先生為馬偕紀念醫院核子醫學科造影技術組組長。

正子發射式斷層掃描機

Positron Emission Tomography (PET)

關鍵字：正子發射式斷層掃描、代謝作用

Keywords：positron emission tomography, metabolism

一、基本原理

正子發射式斷層掃描 (positron emission tomography, PET) 其原理是利用回旋加速器所產生之放射性核種，經由原子核衰變而釋放出 β^+ 離子之原理來實施斷層掃描，故稱之為正子斷層掃描。其中最主要的放射性核種包括 ^{11}C (半衰期 20.3 分鐘)、 ^{13}N (半衰期 10 分鐘)、 ^{15}O (半衰期 2 分鐘)、 ^{18}F (半衰期 110 分鐘)，皆可由迴旋加速器產生獲得，當放射性核種與藥物標幟後產生放射性藥物，此放射性藥物經由靜脈注射進入人體後，立即在細胞內進行生化及代謝作用，同時放射性核種所釋放出來的 β^+ 離子會與外圍電子進行互毀作用，並產生兩束各 510 keV 之光子，成 180 度的射出。經由機器將此對一致信號收集，再由電腦軟體將訊號組成影像，並且切成三個平面，橫狀切 (transverse)、矢狀切 (sagittal)、冠狀切 (coronal)。

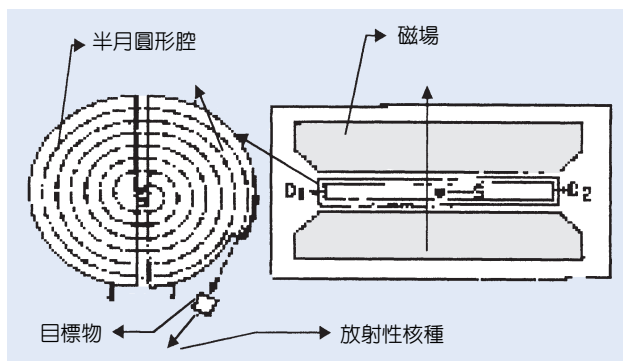


圖 1. 迴旋加速器之內部構造。

二、結構示意圖

本單位所使用之 PET 掃描機可做射入 (transmission) 及射出 (emission) 掃描，兩者皆可做動態 (dynamic)、靜態 (static) 及全身 (whole body) 掃描，其結構如圖 2 所示。

(1) 動態掃描：在一段時間內對某一特定器官做連

續之掃描，其主要之目的在於將腫瘤做數量曲線化之分析。

(2) 靜態掃描：對某一特定器官做一段時間，或一定計數之掃描，其主要之目的在於增加影像之解析度。

(3) 全身掃描：是用來找尋整個身體是否有 ^{18}F FDG 不正常的聚集。

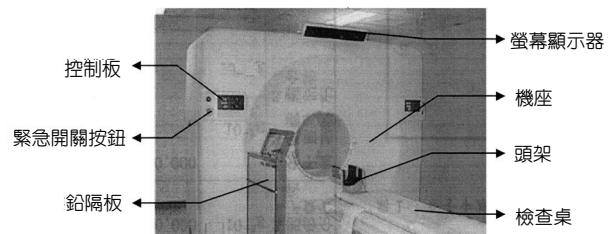


圖 2. 正子斷層掃描機之外部型態。

三、儀器規格與特徵

1. 掃描設備

(1) 操作工作臺：包括螢幕、鍵盤及滑鼠器，其硬碟裡儲存從 SRS 所收集到之影像，操作工作臺也含有檔案記錄之設備，並且連接至掃描機。

(2) 分析工作臺：包括螢幕、鍵盤及滑鼠器，其執行的工作與操作工作臺相同。所不同的是操作工作臺能執行收集資料及校正之工作。

(3) 機座：AFOV (axial field of view) 是 15 公分，SFOV (scan field of view) 是 55 公分。包括準直儀、偵檢器、EDS、校正雷射光、檢查桌、機座之控制設備，自動載入 pin source 系統。

a. 準直儀：是由鉛隔所組成，可以減少散射，增加影像之解析度。

b. 偵檢器：BGO 結晶體、光電倍增管，其結構如圖 3 所示。

c. EDS (the event detection system)：收集由偵檢

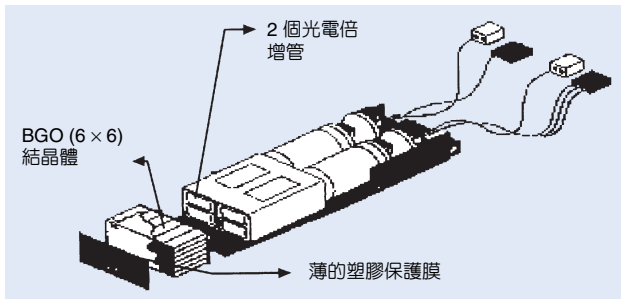


圖3. 結晶體與光電倍增管之護膜。

器所得到的信號，同時將信號放大及數位化。

d. 校正雷射光 (alignment light)：用來擺設病人，使病人置於 SFOV 之內，含有三個面：

Y-Z 平面 (sagittal plane)：將病人分成左、右兩面。

X-Z 平面 (coronal plane)：將病人分成前、後兩面。

X-Y 平面 (axial plane)：將病人分成上、下兩面。

e. 檢查桌：檢查桌可以承受病人之體重不超過 400 磅。最低至 20.5 英吋，最高至 42 英吋，平行移動 171 公分。

f. 機座之控制設備：可以控制檢查桌上、下、前、後、快、慢之移動，打開及關掉校正雷射，控制機座往前傾斜及後傾斜，控制掃描器開始、暫停及緊急停止掃描。

g. 自動載入 pin source 系統：pin source 之主要成分是 ^{68}Ge ，半衰期為 280 天，此機種具有二支高活性之 pin source，最高活性為 10 mCi，及一支低活性之 pin source，最高活性為 1.5 mCi。最主要作用是用來做機器之品質管制，及射入掃描。

(4) EPS (event processing system)：其最主要的工作在於分析單獨結晶體之事件，並且決定二條正子互毀射線是否同時由偵測器偵測到。如果是的話，則此信號才會被送到 SRS。

(5) SRS (scan and reconstruction subsystem)：該程式控制著資料的收集及資料的重新組合。在收集資料的同時，從 EPS 所傳來的符合事件就被分析，以 Sinograms 的方式儲存於分析工作臺的硬

碟裡，可以經由網路的連接將所收集的原始資料送至操作工作臺分析處理。

2. 機器之品質管制

(1) 特性校正 (characterization calibrations)

a. CTC (coincidence timing characterization)：每週必須執行 15 分鐘，用來更新系統之時間。

b. 單次校正

(i) Update gain：每週必須執行 1 小時，用來補償光電倍增管的自然衰減及環境變化因素，調整 EDS 中信號放大倍率。

(ii) Default gain：此為信號放大率的預設值，用來作為調整信號放大率之起始點。

(iii) 位置 (position)：用來對應信號源的結晶體位置。

(iv) 能量 (energy)：每次執行位置校正時，同時可以讓我們設定每一結晶體之能窗鑑別值。

(2) 補償校正 (correction calibrations)：在影像處理的過程中，被用來作補充原始資料之間的差異。

a. 規格化 (normalization)：每三個月必須執行一次，測量結晶體對於每一致信號之靈敏度，在射出掃描時自動用來校正資料，一次通常執行 12 小時或更久，以便獲得充份之計數。

b. 空白掃描 (blank scan)：每天必須執行大約 20 分鐘，在沒有衰退或減弱的情況之下，用來確定所有的偵檢器，直接測量每一致信號靈敏度之功能。在資料的處理過程中空白掃描值及射入值被用來計算病人之減弱係數。

c. 計數器校正 (well counter calibration, WC)：每三個月必須執行一次，用來補償切面間因信號收集方式所造成的不均勻。

四、應用與用途

在醫學檢查方面可以利用 ^{18}F FDG 類似葡萄糖的特性與真正葡萄糖互相競爭為惡性細胞所吸收，當 ^{18}F FDG 進入惡性細胞的細胞膜後，經由己糖激酶 (hexokinase) 的作用變成 FDG-6-P 之後就不再進行代謝作用。因此正子斷層全身掃描是用來找尋全身之惡性腫瘤、區別腫瘤是否為惡性或良性，並可做為腫瘤治療後的效果評估。正子斷層全身掃描在找

尋全身的惡性腫瘤上已經被公認是最有效用的工具之一，為了要執行具有高度診斷價值的全身掃描，除了需要良好品質之 ^{18}F FDG 放射藥物外，更需要隨時保持機器之最佳品質。同時要使病人充份了解此種檢查的目的，不論在檢查前或檢查中，都必須獲得病人的合作，才能獲得具有診斷價值的影像，操作人員也應該注意安全事項，避免病人及工作人員受到輻射傷害。檢查部位最主要包括：腦部、心臟及全身檢查。

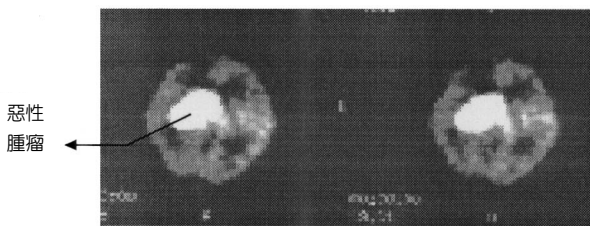


圖4. 腦部正子斷層掃描橫切面。

1. 腦部正子斷層掃描之適應症 (brain PET)

- (1) 癲癇 (epilepsy)
- (2) 腦腫瘤 (brain tumors)
- (3) 癡呆症 (dementia)
- (4) 精神分裂症 (schizophrenia)

2. 心臟正子斷層掃描之適應症 (heart PET)

- (1) 冠心病 (coronary artery disease, CAD)
- (2) 心肌病變 (cardiomyopathy)

3. 全身正子斷層掃描之適應症 (whole body FDG PET)

- (1) 頭頸部腫瘤 (head and neck cancer)
- (2) 肺癌 (lung cancer)
- (3) 乳癌 (breast cancer)
- (4) 淋巴癌 (lymphoma cancer)
- (5) 大腸癌 (colorectal cancer)
- (6) 卵巢癌 (ovarian cancer)
- (7) 骨癌 (bone cancer)
- (8) 皮膚惡性黑色素腫瘤 (melanomas)
- (9) 肉癌 (sarcomas)
- (10) 其他癌症 (other cancer application)

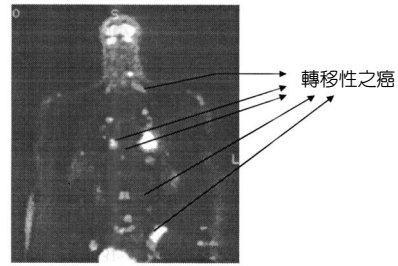


圖5. 正子斷層全身縱切面之掃描。

五、儀器使用安全事項

1. 操作人員應注意之輻射安全事項

- (1) 一般來說做一次 10–15 分鐘的射入檢查，輻射曝露量大約在 30–50 mR。
- (2) 輻射曝露之指示燈是位於機座和操作台上，當 pin source 任何時間從儲存容器移出時，此指示燈會亮。
- (3) 操作人員必須將不需使用之 pin source 保存在儲存容器內，並與放射源保持充份之距離，及減少曝露之時間。如果 pin source 沒有放進儲存容器內時，必須終止檢查，同時將病人移出檢查桌，並撤離所有的人員及病人。
- (4) 對於婦女，於檢查前必須詢問其是否有懷孕，如果有懷孕，應詳細評估其檢查益處及冒險性。
- (5) 調整病人所使用之雷射光可能會傷害病人之眼睛，當雷射光對準病人之眼睛時，病人必需雙眼緊閉，避免凝視雷射光。當雷射光使用完畢後必須關閉。

2. 如何避免機器及病人之傷害

- (1) 當工作人員在移動檢查桌或機座之前，必須確定在檢查桌或機座行走路線中並無任何異物卡住。
- (2) 檢查桌的最高承載重量不得超過 400 磅。
- (3) 當病人被放置於檢查桌時，應將病人妥善固定，避免病人滑落。
- (4) 不允許病人用手握住臨近之設備，避免機器移動時造成病人之傷害。
- (5) 在機器移動之前，必須注意連接病人身上的管線，是否過長到足以移動檢查桌至最高長度之極限。

- (6) 當機器移動時，必須注意病人的身體、四肢及衣物皆放於正確的位置，避免機器移動時碰撞到機器。
- (7) 當病人在做檢查之同時，必須使用監視器隨時監視病人之情況。如病人有異樣時，應立即停止檢查，將病人移出機座，並施以適當之處理。
- (8) 避免操作人員及病人受到機器或電擊的傷害，如果有任何危險狀況發生時，必須立即按下紅色按鈕，緊急停止機器繼續運作，並將病人移出現場。
- (9) 工作人員必須隨時保持警戒狀態，了解機器之性能及錯誤狀況。如果機器有任何問題發生，應立即停止使用，等問題確定排解後再繼續使用。

參考文獻

1. Gary J. R. Cook, Ignac Fogelman, and M. N. Maisey, *Normal Physiological and Benign Pathological Variants of 18-Fluoro-2-Deoxyglucose Positron Emission Tomography Scanning*

Potential for Error in Interpretation, Seminars in Nuclear Medicine, 308, October (1996).

2. David C. P. Chen, M. D., MPH, *Clinical Application of PET in Medicine*, 臺大醫院核子醫學內科應用新進展專題討論會, 3 (1996).
3. Samuel D. J. Yeh, *Positron Emission Tomography in Clinical Oncology*, 臺大醫院核子醫學內科應用新進展專題討論會, 11 (1996).
4. GE Company : Understanding the Equipment, The operation manual of GE PET Scanner, 2-1 to 2-20 (1994).
5. GE Company : Calibration, The operation manual of GE PET Scanner, 3-1 to 3-60 (1994).
6. 魏天佑, 錢本文, 正子斷層全身掃描 (PET FDG) 之技術替品質管制, *Annals of Nuclear Medicine and Sciences*, 62, October (1997).

作者：魏天佑先生現任國立臺灣大學醫學院附設醫院核子醫學部技術師。

錢本文先生現任國立臺灣大學醫學院附設醫院核子醫學部副教授。

蘇誠道先生現任國立臺灣大學醫學院附設醫院核子醫學部主任。

磁共振造影儀

Magnetic Resonance Imaging (MRI) Tomography

關鍵字：核磁共振、磁共振造影、醫學影像

Keywords：nuclear magnetic resonance, magnetic resonance imaging, medical imaging

一、基本原理

磁共振造影 (magnetic resonance imaging, MRI) 自 1980 年代初問世後，在短短的數年間便掀起一片熱潮。它在影像診斷上的貢獻不斷的被肯定，已成為醫療診斷時一項不可或缺的檢查。但是它還有許多尚待開發的潛能，正隨著電腦及科技的進步，陸續地被發覺與研究中。它也可以說是繼電腦斷層攝影 (computerized tomography, CT) 後，在影像醫學上的一大突破與進步。但是它的成像原理是利用人體組織 (tissue) 的物理特性來建立，其主要為質子分佈密度 (proton density)、 T_1/T_2 弛緩時間 (relaxation times) 的差異而獲得，這與 CT 利用組織對 X 光的衰減 (attenuation) 能力而成像的方法是完全不同的。

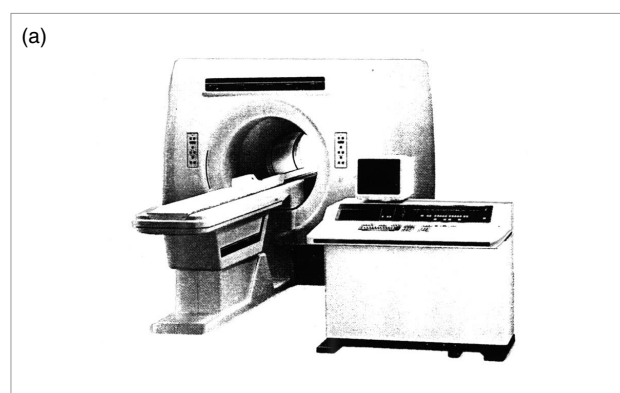
磁共振造影儀主要是由一非常強大的磁鐵與數個線圈所組合成的。臨床造影時，病人是先放置於一長型圈式的磁場內，在此瞬間體內組織的質子磁動量 (proton magnetic moment) 會沿著磁場方向而建立熱平衡 (thermal equilibrium)。然後由其一線圈射出能與該磁場產生共振的電磁波，而此電磁波逐由身體所吸收，進而破壞了體內熱平衡。當電磁波關閉之後，體內組織的質子磁動量藉由釋出此多餘的能量，而回復到原來熱平衡，此恢復過程 (亦稱「自由感應衰退」，free induction decay) 中，則依組織中質子環境的不同而有不同的恢復時間 (recovery time)，吾人便是利用此一特點，來分辨組織間信號的差異性。事實上，該組織內的信號差異可分為三個參數，即質子分佈密度、 T_1/T_2 弛緩時間。所以在臨床使用時，便可充分利用彼此之間的差異，而發展出各樣的波序 (pulse sequence)，以利觀察更多組織間的特性。

磁共振造影儀在結構上是利用主磁場線圈沿身體上方產生一極高的磁場，在由梯度線圈沿著身體頭

尾方向造成磁場梯度 (gradient)，藉由磁場在沿身體方向的些微不同，以決定影像切片位置 (slice selection)，這與電腦斷層攝影利用床之移動與 X 球管的限制器 (collimator) 來決定切片位置，是有相當的不同。造影時，先由射頻線圈發出適當頻率 (此頻率乃是依磁場梯度的大小而得) 的電磁波，為身體組織所吸收；待組織恢復熱平衡後，依組織特性釋放出電磁波信號，再由收訊線圈 (可由射頻線圈或另製之表面線圈) 所接收。至於磁共振造影方向上也與 CT 有所不同，CT 只能以橫向 (axial plane) 面來造影，而 MRI 卻能利用三個不同方向之磁場梯度線圈作橫向 (axial plane)、冠向 (coronal plane) 及矢向 (sagittal plane) 面的三度空間造影。

至於在影像重組 (image reconstruction) 過程上，MRI 是利用梯度線圈先作頻率與相位 (phase) 編碼 (encoding) 的工作，以決定影像前後左右的方向，再利用傅立葉轉換 (Fourier transform) 之數學運算，再以影像重組而成。這與 CT 利用後投射 (back projection) 的方法，以組織的直線衰減係數 (linear attenuation coefficient) 為變數進行影像重組，則有相當的差異性。

二、結構示意圖



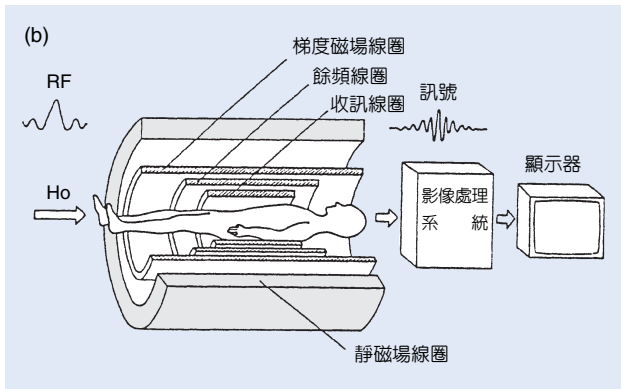


圖 1.(a) 磁振造影儀之外觀圖，(b) 磁振造影儀之結構示意圖。

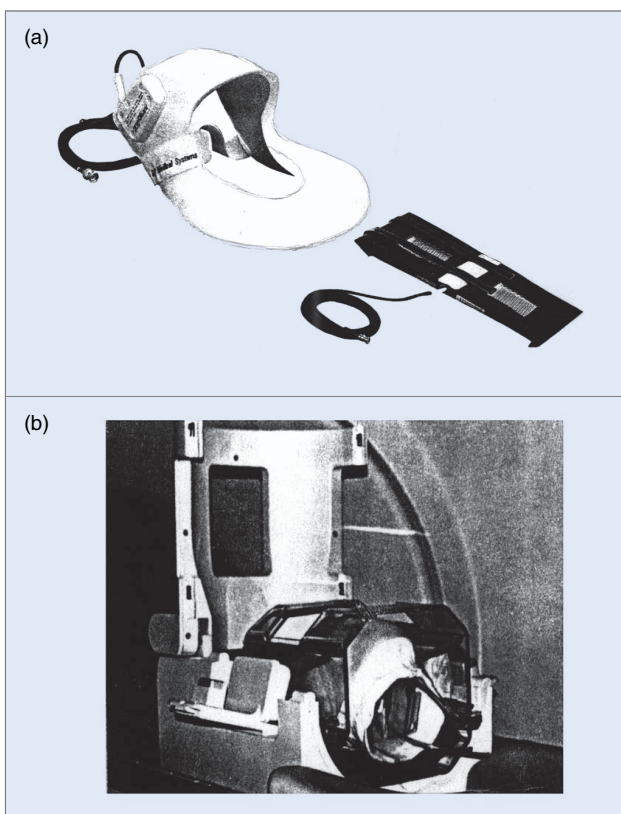


圖 2. 各式表面線圈之外觀，(a) 頸部及一般用之表面線圈，(b) 頭部用線圈。

三、儀器規格與特徵

1. 磁振造影儀通常是以磁場大小為主要規格區分，磁場單位為 Tesla (T) ($1\text{ T} = 10,000\text{ Gauss}$)。而造影儀之磁鐵種類可分為永久磁鐵 (磁場強度至 0.3

T)、常阻磁鐵 (磁場強度至 0.6 T) 及超導磁鐵 (磁場強度可至 3 T) 三種，目前臨床使用以超導磁鐵 (磁場強度至 1.5 T) 為主流。

2. 配備上則有許多不同選擇，如搭配各式的表面線圈 (surface coil)，以及較特殊的軟硬體設備，如 turbo-FLASH、turbo-GSE、echo planar (EPI) 及 MRI 等裝置。
3. 為避免電磁場的生物效應，放置磁振造影儀的房間必須先作有效的電磁場遮蔽 (shielding) 工程，目前法規是造影儀房間外之電磁場強度以不超過 5G 為標準。
4. 為能保持低溫超導磁鐵的特性，磁振造影儀必須經常以液態氮及氦為維持低溫的方法，所以液態氮及氦為十分昂貴且經常性的耗材。

四、應用與用途

磁振造影儀在臨床影像醫學診斷上已經是一項重要的工具，尤其在腦部、脊椎、脊柱、骨骼關節及心臟血管疾病等部位檢查，有著不可替代的角色。MRI 的特點則有以下幾點：

1. 有極佳的軟部組織 (如正常組織與腫瘤) 之間訊號對比。
2. 血液與流體之流動與擴散型態也有明顯差異。
3. 能以 3D 方式達到各種角度平面的造影。
4. 為一非游離輻射的影像設備。
5. 未來的發展上以功能性、顯微病理、頻譜組織特性、血流灌注與擴散為主要的目標。

參考文獻

1. Z-H Cho, J. P. Jones, and M. Singh, *Foundations of Medical Imaging*, John Wiley & Sons, Inc. (1993).
2. D. D. Stark and W. G. Bradley, Jr., *Magnetic Resonance Imaging*, Mosby Year Book, 2nd ed. (1992).
3. Kaut & Blackwell, *MRI in Practice*, Westbrook Sci. Pub. (1993).

作者：李俊信先生為美國依利諾大學醫學 (放射) 工程博士，現任國立陽明大學醫技系放射組副教授。

肺通氣掃描儀

Ventilation Scanner

關鍵字：銻超細粒子肺通氣掃描、 Tc^{99m} DTPA 霧化超細粒子肺通氣掃描、氬氣肺通氣掃描

Keywords： technegas ventilation scan, Tc^{99m} DTPA aerosol ventilation scan, Xe^{133} ventilation scan

一、前言

肺通氣掃描與肺血流灌注掃描其最主要目的是用來區別肺栓塞 (pulmonary embolism) 與肺氣腫 (COPD)，或其他肺部疾病。通常在沒有其他肺疾病的情況之下，肺栓塞的病人其肺血流灌注掃描會產生不正常的影像，但是在肺通氣掃描是正常的影像，肺通氣掃描有三種檢查方法：

1. Tc^{99m} 超細粒子肺通氣掃描 (technegas ventilation scan)。
2. Tc^{99m} DTPA 霧化超細粒子肺通氣掃描 (Tc^{99m} DTPA aerosol ventilation scan)。
3. Xe^{133} 氣體肺通氣掃描 (Xe^{133} ventilation scan)。

二、 Tc^{99m} 超細粒子肺通氣掃描

1. 結構示意圖

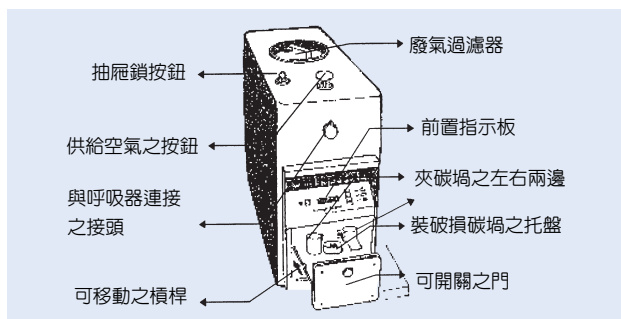


圖1. 銻超細粒子產生器之構造。

2. 基本原理

銻超細粒子肺通氣掃描，亦即利用銻超細粒子類似氣體穿透的特性來做肺通氣掃描。銻超細粒子的產生是將 Tc^{99m} 置放於碳坩內，並加熱至 $2500^{\circ}C$ ，因而產生碳原子與銻原子結合之超細放射性碳粒子，其顆粒大小大約 20 nm 或更小，並且附著在肺泡壁內，只需要少許之吸氣便可以得到足夠的活性供檢查之用。銻超細粒子吸入肺部後之活性，存留在肺部，使肺部受到輻射暴露大約是 4500

$\mu\text{Sv}/37\text{MBq}$ ；做肺血流灌注掃描使肺部受到輻射暴露大約是 $2900\ \mu\text{Sv}/37\text{MBq}$ 。

3. 檢查前準備步驟

- (1) 首先檢查鋼瓶內的 Argon 氣體是否足夠使用。將 Argon 氣管之末端與銻超細粒子產生器相連接，並將 Argon 氣體之開關打開，直到計量器之指針到達綠色區域。在高純 Argon 氣體環境之下，才能使碳坩內的 Tc^{99m} 產生乾燥揮發之銻超細粒子。
- (2) 檢查廢氣過濾器及防護蓋是否蓋妥。將銻超細粒子產生器之插頭插入 220 伏特插座內，並將電源主開關打開，此時產生器內殘留之銻超細粒子會被此系統自動清除，並排出系統之外，若廢氣過濾器或其防護蓋沒有裝好，就會發出警訊。
- (3) 等廢氣排除後，將門打開，自銻超細粒子產生器內的接盤中取出舊的碳坩，並放置於放射性廢料桶中，換上自整組呼吸器中取出新的碳坩 (通常每燃燒一次後，或斷損之碳坩便必須被更換)。用 95% 之酒精滴 2-3 滴於新的碳坩內，再將酒精吸取，其目的在防止注入 Tc^{99m} 時因槽內部乾燥而產生氣泡。

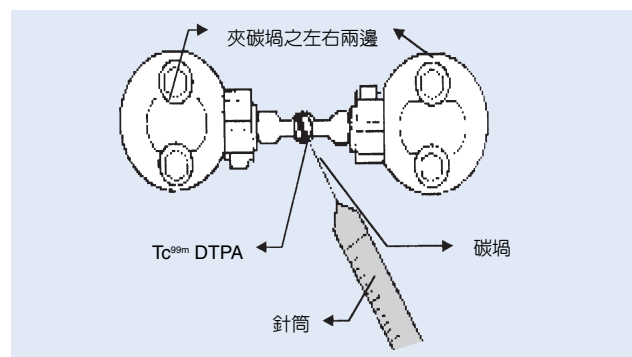


圖2. 將 Tc^{99m} 注入碳坩凹槽內。

- (4) 抽取 10–20 mCi 之 Tc^{99m} 0.1 mL 於 1 mL 之針筒內，並注入碳坩之凹槽內 (如圖 2 所示)，將門關閉後，此時銻超細粒子產生器內之溫度會高達 2500 °C，利用 6 分鐘之時間將 Tc^{99m} 蒸乾，以產生銻超細粒子，此時螢目顯示器會顯示倒數之計數。
- (5) 等銻超細粒子產生後，再將銻超細粒子產生器之開關關掉，拔掉插頭。關閉 Argon 之開關，再拆掉 Argon 氣管與銻超細粒子產生器相連接之部位。
- (6) 在執行檢查之前，必須讓病人先了解整個檢查過程，使病人能充分的配合，唯有如此才能得到良好之影像品質。
- (7) 讓病人仰躺於檢查桌之上，偵檢頭朝上並置放於檢查桌之下。

4. 檢查之步驟

- (1) 將口器 (mouthpiece)、過濾閥 (filter valve) 及連接管 (connecting hose) 結合完畢後，然後把口器完全放入病人的口中，用鼻夾將病人之鼻子夾住，只讓病人練習用口呼吸，使空氣進入肺部內，等病人完全適應後，再將呼吸器連接管與銻超細粒子產生器連接上，並進行檢查。
- (2) 指示病人深呼吸數次，每一次深呼吸後儘可能地閉住氣 3–5 秒鐘。
- (3) 等病人吸入之活性達到適合檢查之時，將供給病人之銻超細粒子開關關閉，指示病人再多深呼吸數口，避免放射性物質殘留在呼吸器之管子中，等一切步驟都完成後，再將病人之口器及鼻夾取下。
- (4) 開始攝影病人之前、後、左、右側。

5. 儀器使用安全事項

- (1) 注射 Tc^{99m} 進入碳坩之前，要先帶手套，防止放射性物質污染環境。
- (2) 檢查過程中，如果病人嘴內的口器或連接管有漏氣的情況發生，或病人感覺呼吸困難之時，必須立即將銻超細粒子產生器之開關關閉，停止檢查，等調整妥當或病人覺得舒服後，才再進行檢查。

- (3) 10 分鐘之內病人必須完全吸入完畢，並開始攝影，否則銻超細粒子會隨著時間的增長而結合成大粒子，影響影像之品質。
- (4) 讓病人之唾液吐放於衛生紙內，並當做放射廢棄物般的丟棄。禁止病人在攝影時吞口水，如此可以防止放射活性進入胃中。
- (5) 病人使用過的整套呼吸組，必須當做放射廢棄物般的處理。

6. 銻超細粒子呼吸器用來作肺通氣掃描之優點

- (1) 銻超細粒子類似氣體能夠很深地穿透進入肺部，並取得良好解析度之影像。
- (2) 銻超細粒子能夠很穩定的存留在肺部，而不會立即被清除，可以從事長時間的攝影。
- (3) 吸收銻超細粒子的時間很短，適合用於相當虛弱的病人。
- (4) 與肺血流灌注掃描同時檢查，並用電腦影像相減之方法，用來診斷病人是否有肺栓塞之疾病。
- (5) Tc^{99m} 取得方便、價格便宜、能量低、半衰期短。

三、 Tc^{99m} DTPA 霧化超細粒子肺通氣掃描

1. 基本原理

霧化超細粒子肺通氣掃描亦即利用霧化器產生霧化超細粒子來做肺通氣掃描。將適量之 Tc^{99m} DTPA 注入霧化器內，並藉由外輸入一定流速的氧氣驅散液態之 Tc^{99m} DTPA 而產生霧化之超細粒子，超細粒子的大小必須非常均勻，且直徑必須小於 2 μm ，並可以直接進入周圍肺泡再沉降下來。當受檢者吸入適量的此種噴霧氣能讓造影的品質更良好，以適合臨床檢查的需要。西元 1988 年國際心臟、肺及血液機構 (NHLBI) 提出了計算 Tc^{99m} DTPA 放射霧氣由肺泡中清除的速率 (rate of lung clearance)，這代表了肺上皮通透性改變的指標 (index of lung epithelial permeability)，並可以用來評估肺泡—微血管 (lung alveolar-microvascular injury) 受傷情況的技術。放射霧氣由正常人的肺泡清除，其半量期大約在 1 小時以上，放射霧氣由吸煙人的肺泡清除，其清除半量期大約在 30–40 分鐘。肺臟清除顆粒狀物質的機轉至少有三種。

(1) 黏膜纖毛運動 (mucociliary transport)

主要位於較大的氣道及清除非水溶性顆粒，清除半量期所需時間較久，甚至可達數天之久。

(2) 微血管運輸 (blood capillary transport)

全肺皆有此作用，但主要位於周圍肺泡，可溶性顆粒可利用擴散 (diffusion) 進入微血管帶離肺臟，清除半量期約需數十分中至數小時。放射性霧氣之清除則是利用此種機轉。

(3) 淋巴運輸 (lymphatic transport)

比較上述兩種機轉，此機轉則顯得較不重要。

2. 結構示意圖

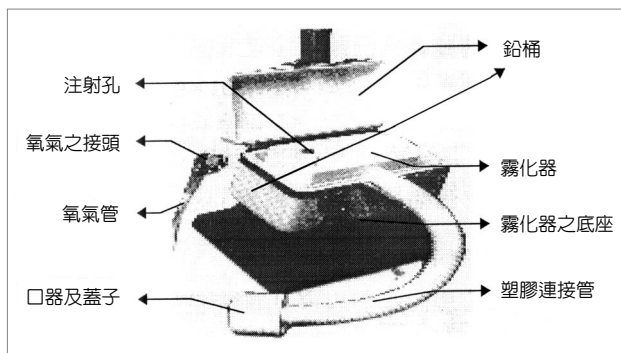


圖3. 霧化器之外部型態。

3. 檢查前準備之步驟

- (1) 在執行檢查之前，必須讓病人先了解整個檢查過程，使病人能充分的配合，唯有如此才能得到良好之影像品質。
- (2) 讓病人仰躺於檢查桌之上，偵檢頭朝上並置放於檢查桌之下。
- (3) 先讓病人練習只利用口呼吸，使空氣進入肺部內。
- (4) 利用塑膠管將口器與霧化器結合，並置放於鉛桶內鎖上。
- (5) 抽取 40 mCi 之 Tc^{99m} DTPA 2-3 mL 於 3 mL 之針筒內，慢慢注入霧化器 (nebulizer) 內。並將氧氣管與霧化器連接。

4. 檢查之步驟

- (1) 將口器完全放入病人之口中，並用夾子將病人之鼻子夾住，同時將氧氣開關緩緩開啟，讓氧氣流速至少 12 L/min，勿突然地增加氧氣流

速，否則氧氣管會與霧化器分離。

- (2) 讓病人慢慢呼吸 2-3 分鐘，計數率大約每秒 2-3 K，將氧器開關關上，並令病人呼吸數次，將管子內的放射活性清除乾淨，再將病人的口器及鼻夾取下。
- (3) 開始攝影病人之前側、後側、左側、右側。

5. 儀器使用安全事項

- (1) 注射 Tc^{99m} DTPA 進入霧化器之前要先帶手套，防止放射性物質污染環境。
- (2) 檢查過程中，如果病人嘴內的口器或連接管有漏氣的情況發生，或病人感覺呼吸困難之時，必須立即將氧氣開關關閉，停止檢查，等調整妥當或病人覺得舒服後，才再進行檢查。
- (3) 讓病人之唾液吐放於衛生紙內，並當做放射廢棄物般的丟棄。禁止病人在攝影時吞口水，如此可以防止放射活性進入胃中。
- (4) 病人使用過的整套呼吸組，必須當做放射廢棄物般的處理。

6. 霧化超細粒子呼吸器用來做肺通氣掃描之優點

- (1) 體積小、不佔空間、易於拆裝、操作簡便，具有醫療需求上的機動性。
- (2) 病患以正常方式呼吸即可、不費力、無不適感。
- (3) 病患可以在短時間內吸入足量之噴霧劑，可以提高病患之合作性，及相當虛弱的病人亦可以受檢。
- (4) 霧化細粒子能夠很穩定的存留在肺部，而不會立即被清除，可以從事長時間的攝影。
- (5) 與肺血流灌注掃描同時檢查，並用電腦影像相減之方法，用來診斷病人是否有肺栓塞之疾病。
- (6) Tc^{99m} 取得方便、價格便宜、能量低、半衰期短。

四、 Xe^{133} 肺通氣掃描

1. 基本原理

利用放射性低密度之氣體，且容易滲透進入肺部，但是不容易被肺部所吸收的特性來進行肺通氣掃描。 Xe^{133} 及 Xe^{127} 皆是非常適合用來做肺通氣掃描之放射性同位素。一般來說 Xe^{133} 被身體所吸收大約小於 15 %。當氣道狹窄或阻塞，或肺泡內存

有滲出物或萎陷，局部通氣量或空間減少，乃出現放射性減低或缺損異常。根據異常影像的位置和形態也可分為一側肺通氣異常、肺葉性通氣異常、肺段性通氣異常和彌散性通氣異常。正常人的動態清除影像特點是全肺各部位放射性一致性迅速下降，通常在 90 秒內清除完畢。局部清除緩慢和滯留影像上出現局部放射性增高，是判斷氣道阻塞部位的靈敏而可靠的依據。

2. 檢查前準備之步驟

- (1) 首先更換呼吸器內的白色蘇打石灰 (soda-lime)。蘇打石灰通常在每一病人檢查完畢後就必須被更換，其最主要的作用在於吸收病人所呼出之二氧化碳。
- (2) 呼吸器內的 CaSO_4 最主要的作用在於吸收病人所呼出的濕氣，如果含有濕氣的話，其顏色會由藍色變成粉紅色，此時便必須被更換。
- (3) 將氧氣筒與呼吸器連接，調整氧氣之流速 (6-8 L/min)，並且將呼吸器內的氧器儲存槽補滿氧氣。
- (4) 在執行檢查之前，必須讓病人先了解整個檢查過程，使病人能充分的配合，唯有如此才能得到良好之影像品質。
- (5) 讓病人坐立 (upright)，偵檢頭面朝病人之背部。
- (6) 將面罩 (face mask) 緊密地掛在病人之臉上，避免放射性氣體滲出，造成環境污染。讓病人練習呼吸，使空氣進入肺部內。
- (7) 等病人心理調適完全後，再進行檢查。

3. 檢查之步驟

(1) 首次吸氣階段 (first breath phase)

當病人深吸氣之同時，將 Xe^{133} 氣體注入呼吸器內，並指示病人盡量閉氣，直至此階段完成攝影後，才讓病人正常呼吸。如果病人做出呼吸困難之手勢時，必須立即停止此階段之檢查，並繼續下一階段之檢查。

(2) 平衡呼吸階段 (equilibrium phase)

在首次吸氣階段之後，將機器之系統調整到平衡呼吸模式，使氧氣與 Xe^{133} 在密閉的機器系統內混合，同時讓病人回復到正常呼吸狀態吸收氧氣與

Xe^{133} 之混合物。此時便開始攝影病人之後側、左後側、右後側三面，每一面大約取得 200 計數。

(3) 呼氣階段 (washout phase)

在平衡呼吸階段之後，將機器之系統調整到呼氣模式，此時機器內的氧氣不供給病人，只讓病人肺部內之 Xe^{133} 完全排出於機器內收集起來，避免廢棄物污染外面空間。當呼氣開始時，便可以進行後側動態攝影，等攝影完畢後再將病人之面罩取下，並使機器回復到正常狀態。

4. 儀器使用安全事項

- (1) 在檢查的過程中，如果病人的面罩或連接管有漏氣的情況發生，或病人感覺呼吸困難之時，必須立即將機器關閉停止檢查，等調整面罩妥當或病人覺得舒服後，才再將開關開啟再進行檢查。
- (2) 病人所使用過之面具必須經過消毒以後，才能再度被使用。
- (3) 檢查之場所必須有良好之通風設備，能將滲漏出的輻射線排出屋外，避免室內人員之肺臟受到輻射曝露。

5. Xe^{133} 呼吸器用來做肺通氣掃描之優點

- (1) 純粹是以氣體之形式滲透進入病人之肺部。
- (2) 用鼻子吸氣可以避免唾液進入病人之胃部，影響影像之品質。
- (3) 能夠將肺部內之 Xe^{133} 完全清除乾淨，並由機器收集。

參考文獻

1. M. K. O'Connor, Phd: Lung Ventilation Scan, *The MAYO Clinic Manual of Nuclear Medicine*, 461 (1996).
2. D. R. Bernier, P. E. Christian, and J. K. Langan, *CNMT : Ventilation Imaging*, 260-270.
3. 高嘉鴻, 紀崑山, 王世楨, 林惠慈, 廖澍昆, 葉鑫華, 吸煙與肺泡上皮通透性的改變, *核醫雜誌, Ann Nucl Med*, 205 (1990).

作者：魏天佑先生現任國立臺灣大學醫學院附設醫院核子醫學部技術師。

錢本文先生現任國立臺灣大學醫學院附設醫院核子醫學部副教授。

蘇誠道先生現任國立臺灣大學醫學院附設醫院核子醫學部部主任。

醫用直線加速器 Linear Accelerator

關鍵字：直線加速器、X 光立體定位放射手術、立體定位放射治療、手術中放射治療

Keywords：linear accelerator, X-knife stereotactic radiosurgery, stereotactic radiotherapy, intraoperative radiation therapy

一、基本原理

第二次世界大戰期間，為了指揮連絡與偵查敵情的實際需要，使得雷達對高功率、高頻率電磁波產生迫切需求，故而引起當時的科學家們廣泛地研究發展此種技術，而直線加速器 (linear accelerator) 正是利用此頻率範圍的電磁波來加速，使得戰後直線加速器的使用，很快地由實驗研究階段擴展到實際臨床治療。英國首先發明了第一部醫用的直線加速器用於放射治療，美國也接著發展了一部類似的機器，此類治療機便漸漸取代鈷 60 治療機及電子加速器 (betatron)。

簡單的說，目前大部分的醫用直線加速器是利用高頻率的電磁波，在接近真空的加速管內，加速由電子槍 (electron gun) 產生的電子束，使其成為高能量的電子束，此具備高能量的電子束經由偏轉磁鐵 (bending magnet) 作用，偏轉 90 度或 270 度，篩選出能量在 $\pm 3\%$ 以內的電子，這些能量均勻的電子束，可經散射薄膜 (scattering foils) 散射後，以能量均勻的電子射束治療淺部腫瘤；或撞擊金屬靶 (target) 藉由制動輻射 (bremsstrahlung) 所產生連續 X 光光譜，這些具有穿透能力的 X 光光束，經整平濾器 (flattening filter) 整平後用以治療深部腫瘤。

目前放射治療所使用的醫用直線加速器，加速電子的方式分為行波 (traveling wave) 加速及駐波 (standing wave) 加速兩種。行波加速需在加速管尾端加裝吸收電磁波的裝置，以防反射的電磁波干擾到加速管內的加速狀況，但因電磁波部分被吸收，故需採用較大輸出的微波產生器，加速管長度亦比駐波式加速管長，而此設計最大優點是所產生的 X 光能量較一致，荷蘭 Philips 公司於英國工廠所生產的加速器即屬此類。駐波加速則運用一組反射裝置，利用反射原理以加強駐波之波峰、波谷振幅，

如此可增加加速管內的電磁波為原有電磁波的兩倍強度，加速效率較好，故可設計出較短的加速管，提高治療機之操控性與穩定度，但微波產生裝置易受加速管內部分的反射微波破壞，且所加速的電子能譜分佈較廣，治療照野劑量分佈就不佳，因為治療病患所用的 X 光或電子的能譜愈窄愈好，故為其最主要的缺點，幸好有一些設計可以改善這個問題，所以目前所使用的大部分醫用直線加速器都採用駐波，此類設計以美國 Varian 公司、德國 Siemens 公司所生產的加速器為代表。目前使用的醫用直線加速器更具備有雙能量 (dual energy) X 光加速管的設計，可以在同一治療機組中提供穩定且能譜窄的雙能量 X 光及多種能量的電子射束，以因應臨床上不同的需求。

最後將其原理簡單敘述於下：首先電子束由電子槍射入加速器，並經由速調電子管 (klystron) 或磁控管 (magnetron) 產生的微波加速，再撞擊到靶 (X 射線) 或散射薄片 (電子射束) 後，打到欲治療之病灶。

二、結構示意圖

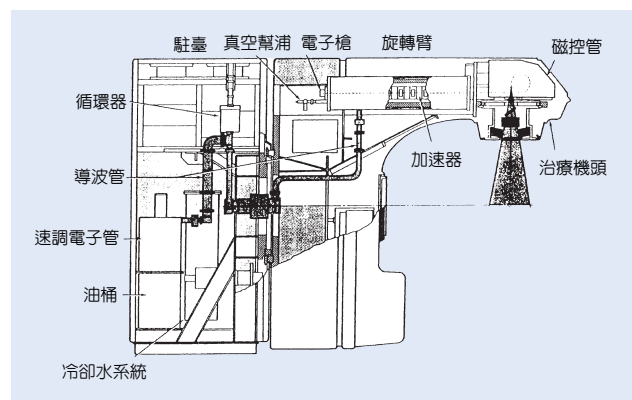


圖 1. 直線加速器的剖面圖。

一般用在臨床治療的醫用直線加速器，其能量範圍大約在 4—35 MeV，能量需求愈高，則所需的加速管長度愈長。直線加速器主要的組成分為：旋轉臂 (gantry)、駐臺 (stand)、控制台 (control console)、治療床 (treatment couch)，某些加速器尚有變壓器箱 (modulator cabinet) 等設備。圖 1 為直線加速器的剖面圖，分述如下。

1. 駐臺的主要組件

- (1) 速調電子管：安裝在絕緣油桶上 (oil tank)，提供加速管微波，以加速電子。一般醫用直線加速器的微波頻率約在 3000 MHz 附近。功率較低時，可用磁控管取代。
- (2) 導波管 (waveguide)：由長方形的銅管所組成，管內充滿一種傳遞微波至加速管時，可降低噪音、避免因空氣傳導產生火花、且可增加微波能量傳導效率的二氟二氯甲烷 (freon) 或六氟化硫 (SF₆) 氣體。
- (3) 循環器 (circulator)：循環器可將多餘的微波吸收以避免加速管內的微波反射回到速調電子管 (或磁控管) 的單向裝置，保護速調電子管 (或磁控管) 不被破壞。
- (4) 水冷卻系統 (cooling water system)：冷卻各零組件之溫度，以使溫度維持在工作溫度附近，通常為攝氏 40 度。

2. 旋轉臂的主要組件

加速器中可供作旋轉的部分，可操控至任何治療所需的角度的，亦可視需要做扇形 (arc)、跳躍 (skip) 或旋轉 (rotation) 等放射治療。

- (1) 加速管：是一個能精確地配合速調電子管 (或磁控管) 產生的微波形成駐波，並保持高度真空的銅管所做成，利用速調電子管 (或磁控管) 產生的微波，加速由電子槍所射出的電子，使電子的速度在加速至靶極時接近於光速。
- (2) 電子槍：必須非常精確地控制電子束，使產生的脈衝式電子束，與進入加速管的微波同步，以利加速。
- (3) 偏轉磁鐵：電子射束經由電磁場作用後，以 270 度的轉彎到達預定的出口，藉由磁力與離心

力的關係，電子在轉彎的過程中，可篩選出能量介於 $\pm 3\%$ 以內的所有電子，使其在適當的路徑中通過。

- (4) 治療機頭：包括 X 光靶、整平濾器、散射薄膜、游離腔、照野燈光等，如圖 2。

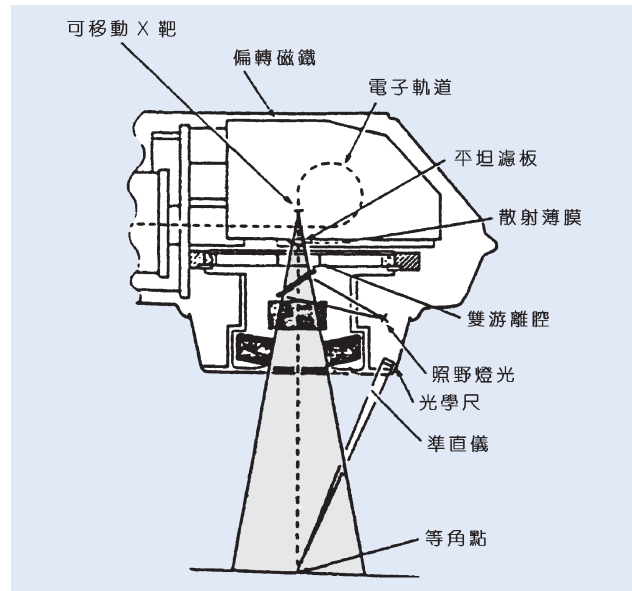


圖 2. 治療機頭的剖面圖。

(a) X 光靶：一種可伸縮的金屬靶，通常使用鎢或黃 (白) 金為材料，可被移入電子束所經過的路徑，供電子束撞擊。當電子打到靶時，電子受到靶之原子核作用而減速，部分電子的動能就以電磁波的形式放出 (即 X 射線)，這些高能的輻射線就可用來治療深部腫瘤。使用電子射束時，靶就移出電子束經過的路徑。

(b) 整平濾器：因電子束撞擊靶後所產生的 X 光，以射束中軸最強，越到外圍強度越弱，所以裝有以金屬做成斗笠型的整平濾器，可以使 X 光射束強度之平坦性在治療的區域達到最佳狀況。

(c) 散射薄膜 (scattering foils)：使用電子射束治療時，一個適合的散射薄膜移至電子射束所要經過的路徑，此散射薄膜的原子和電子做多次的碰撞後，可使治療部位的電子射束劑量均勻分佈。

(d) 游離腔 (ionization chamber)：游離腔有兩個各自獨立的收集板，經由電子電路的設計，能

夠監測給予的總劑量、劑量率、射束對稱性與平坦度。

(e) 照野燈光 (field defining light)：照野燈光是從準直儀系統經由一個置放在游離腔下面的鏡子投射出一束光束，投射光所形成照野的大小、形狀和治療射束一致。

(f) 準直儀 (collimators)：可移動的準直儀，包括四個厚金屬塊，此金屬塊常由鎢合金製成，並成對組合，可做對稱或不對稱的開合，可調整最大至 40×40 平方公分以內的各種正方形或長方形的照野。近來更發明了多葉型準直儀 (multi leaf collimator, MLC)，可依腫瘤外形作適度的張合，以便使治療照野與腫瘤外形吻合。

(g) 光學距離指示器 (optical distance indicator, ODI)：就是一個光學投射系統，顯示射源至病人皮膚表面的距離。

- (5) 可伸縮的射束阻擋器 (retractable beam stopper)：在治療射束正下方有一可降低主射束強度至 0.1 % 的阻擋物稱之。主要目地在減少結構屏蔽 (structural shielding)、中主屏蔽 (primary shielding) 之厚度。
- (6) 數字顯示器 (digital display)：提供旋轉臂、準直儀的角度和在中心軸處的照野大小。
- (7) 幫浦 (pump)：將加速管抽成接近真空，使加速管內的壓力維持在正常大氣壓力的億分之一 (10^{-8} torr)，並保持加速管系統可在適當的情況下工作。

3. 變壓器箱

分配及供應加速器各部分所需之電力，為啟動系統與高壓系統所在。

4. 治療床

配合加速器之治療角度，放射技術人員可簡單、迅速、確實地依需要上、下、左、右、前、後移動至正確治療位置。

5. 控制台

操作之中樞，放射治療技術師依醫囑及治療計畫，設定病患所需之相關參數，如：劑量多寡、照

野大小、旋轉臂角度、準直儀角度等。

三、儀器規格與特徵

選購醫用直線加速器時，應參考各廠牌所附接收測試之規範，並將所有應注意的事項及各廠牌各別之特殊規格全部考慮進去。此外，醫用直線加速器從購買前之屏蔽設計，到裝機測試、接收測試以至於使用後之各項定期校驗、擦拭測試，皆需由具有經驗之醫學物理師確實去執行並記錄，如此才能確保機器在一定的品質內運作。行政院原子能委員會對於所要執行的醫用直線加速器安全有相關的規定，這些規定應確實按照各種頻率狀況去執行。

四、應用與用途

醫用直線加速器的放射治療應用方式如下列所述。

1. 遠隔放射治療 (teletherapy)

運用均勻的電子束治療淺部腫瘤；或使用具有穿透能力的高能量 X 光光束治療深部腫瘤。而現有的醫用直線加速器大部分都採用同心型裝置，治療病患時依治療計畫 (treatment planning) 給予腫瘤既定劑量。

2. 順形治療 (conformal therapy)

近來利用多葉型準直儀，實施順形治療即隨著入射角度的不同，隨時調整照野，規劃出最適當的非矩形照野，以符合腫瘤形狀，進而降低正常組織的併發症機率 (normal tissue complication possibility, NTCP)，提高腫瘤控制機率 (tumor control possibility)，此技術受限於加速器本身之穩定性、準確性與安全性，需配以即時的電子照野影像系統 (electric portal imaging system, EPI) 監測之。

3. X 光刀立體定位放射手術 (X-knife stereotactic radiosurgery)

配合腦神經外科使用立體定位頭架 (stereotactic frame) 和一種特別的準直儀，以施行 X 光刀立體定位放射手術，此種治療方式由於需將立體定位頭

架釘在頭骨上固定，必須在一次作業中給予全部所需劑量。一般傳統的遠隔治療，治療範圍通常最小到 3 cm × 3 cm，立體定位放射治療則是治療腦部 0.5 cm³ 到 8 cm³ 的小病灶。

4. 立體定位放射治療 (stereotactic radiotherapy, SRT)

結合 X 光刀立體定位放射手術與一般傳統的遠隔治療，不使用立體定位放射手術時之頭架，而使用其他方式固定，治療劑量分多次給予 (fractionated)，以便在定位準確與生物效應上取得平衡。

5. 骨髓移植前全身 X 光放射治療 (total body irradiation in bone marrow transplantation, TBI)

針對血癌、淋巴瘤及其他晚期實質腫瘤 (advanced solid tumor)，患者在骨髓移植之前，先對患者施予超致死劑量之化學治療及全身 X 光放射治療，以滅絕骨髓的造血細胞，患者在治療期間，需於無菌室內，接受特別之醫務監護，以防感染及輻射急性效應。

6. 全身淋巴放射治療 (total lymphoid irradiation, TLI)

針對再生性貧血 (aplastic anemia)、地中海型貧血 (thalassemia) 等失去骨髓功能的患者在骨髓移植之前，先對患者施行全身淋巴放射治療，以減低植入骨髓對抗宿主效應 (graft versus host disease, GVHD)，提高移植骨髓的成功率，患者在治療期間需接受醫務監護，以防感染及輻射急性效應。

7. 手術中放射治療 (intraoperative radiation therapy, IORT)

利用電子射束直接照射手術中已切除腫瘤之傷

口或無法完全切除的腫瘤，在尚未縫合腹膜腔時，配以運送病人時之無菌技術覆蓋，由手術室運送至已消毒之直線加速器治療室，利用電子射束配合適當的錐筒 (cone) 照射無法完全切除的腫瘤及其淋巴結。理想上可避開任何不想照射的組織或器官，以減少正常組織的輻射劑量，提高治療成效。

8. 全身皮膚電子射束放射治療 (total skin electron therapy)

黴菌贅肉是一種局限於皮膚的惡性淋巴增生的疾病，以全身皮膚電子射束放射治療最有效果，此外，如原發性皮膚淋巴瘤或次發轉移於皮膚上的淋巴瘤或血癌，在經反覆化學治療後復發者，亦有許多報告指出，可使用此方法。

參考文獻

1. *Clinic 1800 operation manual*, Varian.
2. H. E. Johns and J. R. Cunningham, *The Physics of Radiology*, 4th ed., Illinois, U.S.A.: Springfield (1983).
3. F. M. Khan, *The physics of Radiation Therapy*, 2nd ed., Baltimore, Maryland, U.S.A.: Williams & Wilkins (1994).
4. 李玉麟, 醫用直線加速器概論, 台北: 嘉洲 (1989).
5. 輻防協會, 游離輻射防護彙萃, 新竹: 大洋 (1994).
6. 行政院原子能委會, 醫用游離輻射安全管制手冊.

作者：鄭秀成先生國立中央大學物理學士，現任台大醫院放射治療科醫學物理師。

誌謝：醫用直線加速器撰稿期間，承蒙台大醫院放射治療科雷德主任與丁禮莉主治醫師指導、校閱，許維中醫師、曾鏗鏘物理師、及台北榮民總醫院癌病中心李玉麟物理師的協助，在此致以深深的謝意。

鈷六十遠隔治療機

Cobalt-60 Teletherapy Units

關鍵字：遠隔治療、皮膚免除效應、活性比度、骨髓移植前全身 X 光放射治療

Keywords：teletherapy, skin sparing effect, specific activity, total body irradiation in bone marrow transplantation

一、基本原理

在 1951 年以前遠隔治療機都採用鐳 226 為射源，稱之為遠隔鐳治療機 (telerradium units)，到了 1951 年，加拿大成功地使用鈷 60 射源於遠隔治療 (teletherapy) 上，鈷 60 便漸漸取代了鐳 226。鈷 60 射源是在反應器中，以中子射束去撞擊鈷 59 所製造出來的。由於鐳 226 與鈷 60，兩者間活性比度 (specific activity，單位質量內的活度大小) 的差異，若欲得同樣的輻射輸出時，雷射源的體積約為鈷之 60 倍，如此大體積的射源將由於前層對後層有屏蔽作用，因此會形成自我吸收，使得輸出較預期低；此外，又因為射源的體積增大而使得半影 (penumbra) 增加，更不利於遠隔放射治療。由於這些重要的優勢，所以在 1951 年後，就普遍地使用鈷 60 作為放射線治療的射源。

大多數的鈷 60 治療機器都有一個以鉛為主要屏蔽材料的機頭，裡面有一放置射源之鋼容器，將射源放在其中，同時有一裝置能將射源移至與頭部開口相對之位置，而使得有用的射束可以發射出來。為了使不同機器及不同廠商所製造之射源可以

彼此交換使用，因此鈷 60 製造廠商達成協議，製造一種標準射源容器 (standard source capsule)，此容器之構造如圖 1 所示，放射性物質作成丸狀的外形放在一個不銹鋼的容器中，此容器又放在另一個容器內，然後用焊接的方式把它密封起來。為了適合不同數量、體積的放射性物質，因此製造的容器通常比實際需要的大，再利用緩衝物 (wafer) 填在沒有用到的空間。同時，為了能夠裝入不同直徑的射源，因此設計出外直徑相同但具有各種適當之內直徑的套筒，將射源套入套筒內，再將套筒放進治療機頭的鋼容器內。

鈷 60 以半衰期 (half life) 為 5.26 年的時間經 β^- 衰變到鎳 60，放射出一個 β 粒子 ($E_{\max} = 0.32$ MeV) 和兩個能量分別為 1.17 MeV 和 1.33 MeV 的 γ 射線，圖 2 為鈷 60 的衰變圖，其中這兩條 γ 射線即為治療的有用射束，而 β 粒子則為鈷 60 本身或鋼容器所吸收。



圖 1. 標準射源容器。(轉印自 Theratronics 型錄)

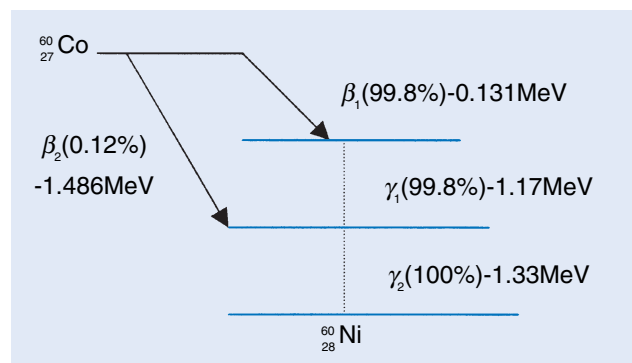


圖 2. 鈷 60 的衰變圖。

移動射源而使得有用的射束能從機器發射出來的方法很多，不論使用的方法為何，都要考慮射源進出所造成的時間誤差 (time error)，此外，所有機器都必須有「失靈安全 (fail safe)」的設計，就是射源在沒有電源的情況下，能自動回到「OFF」的

位置上。又由於此類機器在運轉時沒有聲響，且射束無色無味不易查覺，所以為確保機器在「ON」的位置時，操作人員不要有接近機器的可能，故必須同時採取其他各種預防措施，如治療門連鎖、閃爍偵測器、個人警報器等。

二、結構示意圖

一般用在臨床治療的鈷 60 遠隔治療機，其射源與皮膚的距離 (source-skin distance, SSD) 多為 80 公分，目前為了使 γ 射線的穿透能力增加，加拿大 Theratronics 公司特別發展出一部 SSD 為 100 公分的治療機，但卻增加了半影，犧牲了輸出，故其優劣則見仁見智。鈷 60 遠隔治療機主要的組成單位為：主體 (main frame)、旋轉臂 (gantry)、控制台 (control console)、治療床 (treatment couch) 等設備。圖 3 為 Theratronics 公司所發展的一部治療機之分解圖，分述如下：

1. 主體的主要組件

- (1) 空氣壓縮機 (compressor)：提供射源進出所需之壓縮空氣。
- (2) 馬達：提供旋轉臂旋轉所需之動力。
- (3) 電子電路控制板：接收控制台之命令以驅動治療機

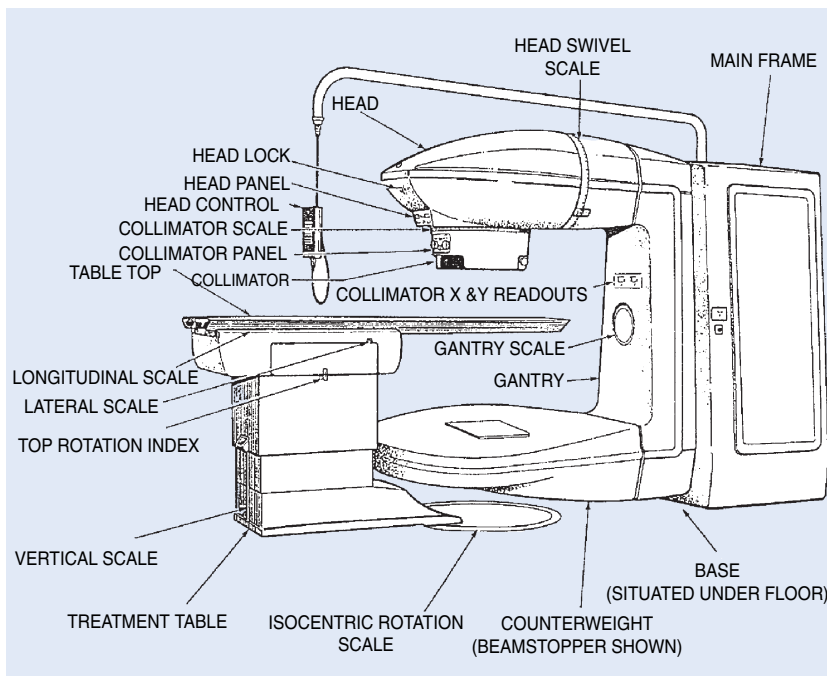


圖 3. Theratronics 公司所發展的一部治療機之分解圖。

- (4) 懸吊式控制器 (pendant)：可控制治療床依需要上、下、左、右、前、後移動至正確治療位置，及旋轉旋轉臂至所需角度。另外亦有設計可驅動照野大小、準直儀角度與各種燈光控制 (照野燈、壁燈、治療室內燈) 的功能。

2. 旋轉臂

治療機中可供旋轉的部份，可操控至任一所要治療的角度，亦可視需要做扇形 (arc)、跳躍 (skip) 或旋轉 (rotation) 等治療方式。主要組件包括：

- (1) 治療機頭 (treatment head)：如圖 4，包括射源栓、鈷 60 射源、照野燈光等。
 - (a) 射源栓 (source plug)：以往多以耗乏鈾 (depleted uranium) 為材料製作，但需經國際原子能總署 (International Atomic Energy Authority, IAEA) 列管，近來以鎢 (tungsten) 取代，射源栓為放置鈷 60 射源的所在，利用空氣壓縮機所提供之壓縮空氣操控射源之進出。
 - (b) 鈷 60 射源 (cobalt-60 source)：治療機之輻射源，以其放射出來的 γ 射線治療患者。
 - (c) 照野燈光 (field defining light)：照野燈光是從準直儀系統經由一個放在射源位置上方的燈泡射出的光束，投射光所形成照野的大小、形狀必須和治療射束吻合。

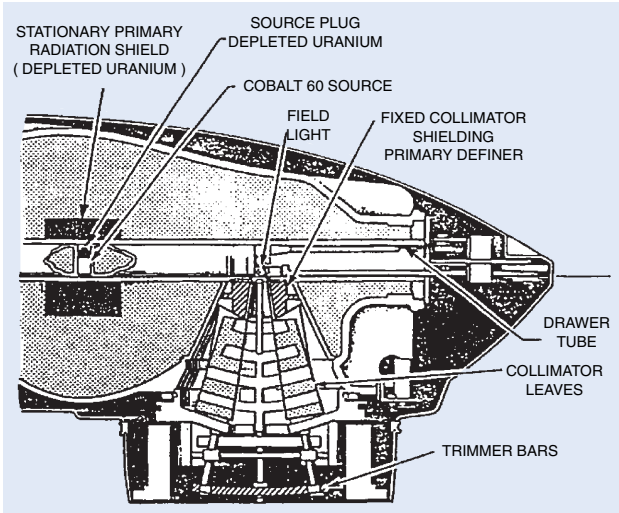


圖4. 治療機頭的剖面圖。(轉印自 Theratron 780c 使用手冊)

(d) 準直儀 (collimators)：包括固定式及移動式兩種準直儀，固定式準直儀 (fixed collimator) 屏蔽主射束最大照野以外之區域，移動式準直儀屏蔽主射束最大照野以內之區域，避免治療照野半影過大的問題，故設計成上下多葉式金屬塊 (collimator leaves)，這些金屬塊常由鎢合金製成，並成對組合，可調整治療機最大照野以內的各種矩形的照野。

(e) 拖曳管 (drawer tube)：壓縮空氣使射源進出之管道，當射源於正常情況無法退回時，可用原廠提供的金屬棒插入此拖曳管內，再行推入以使射源退回原位。

(f) 光學距離指示器 (optical distance indicator, ODI)：就是一個光學投射系統，顯示射源至病人皮膚表面的距離。

(g) 修飾器 (trimmer bar)：位於多葉式金屬塊 (collimator leaves) 下方，於臨床需要時拉下，可減少半影。

(2) 射束阻擋器 (beam stopper)：在治療射束正下方有一可降低主射束強度的阻擋物稱之。主要目的在減少結構屏蔽 (structural shielding) 中主屏蔽 (primary shielding) 之厚度。

(3) 數字顯示器 (digital display)：提供旋轉臂、準直儀的角度和在中心軸處的照野大小。

3. 治療床

配合加速器之治療角度，放射技術人員可簡單、迅速、確實地依需要上、下、左、右、前、後移動至正確治療位置。

4. 控制台

操作之中樞，經放射治療技術師依醫囑，設訂病患所需之相關參數，如：照野大小、旋轉臂角度、準直儀角度及依劑量多寡所計算出來的時間等。

三、儀器規格與特徵

1. 照野大小

就實用而言，準直儀最好設計成可以適用於 $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 至 $35 \times 35 \text{ cm}^2$ 之所有可能的照野。此外，還可以利用鉛合金擋塊 (cerrobend block) 置於準直儀下面，以便對某些特殊病人產生不規則形狀照野。

2. 半影

就幾何半影而言，可以利用小的射源來減少半影。但是當射源太小時，活度將降低，輸出就變小，故必須使用活性比度高的鈷 60 作為放射線治療的射源，來克服部分半影的問題。目前使用的鈷 60 射源，可純化至活性比度約為 200 Ci/g ，故可作出直徑小於 1.0 cm 的射源。大部分鈷 60 遠隔治療機的製造廠所提供的鈷 60 射源，直徑在 $1.0 - 2.0 \text{ cm}$ ，可視需要選擇。另外使用交錯式的光闌，以便使照野的橫向面 (crossplane) 與縱向面 (inplane) 的半影不要相差太多。

3. 電子污染 (electron contamination)

高能量光子射束有一個臨床上重要的優點—皮膚免除效應 (skin sparing effect)，它必須經增建區 (build up region) 增建方能到達電子平衡 (electronic equilibrium) 後的最大劑量，因此在皮膚表面的劑量很小，最大劑量發生在深層裡，鈷 60 的皮膚表面在 50 % 以下，最大劑量則在皮膚下 0.5 cm 處，而這種優點將由於光闌 (diaphragm) 或治療之錐筒 (cone) 系統的電子散射而不存在，實驗顯示若將光

闌直接放在皮膚上時，此種污染將非常顯著。但是，如果光闌與皮膚之距離為 15 cm 以上時，則散射電子將被空氣阻止或散射而不會到達皮膚，因為這些因素使得光闌與皮膚之距離在實際運用上有一最小極限，如此也造成半影的形成。在某些情況下，若不容許光闌與皮膚間有距離存在時，可在其間加上電子濾片以解決電子污染的問題。使用越大視野時，電子污染也會變得比較嚴重。

選購鈷 60 遠隔治療機時，應參考各廠牌所接收測試之規範，並將所有應注意的事項及各廠牌各別之特殊規格全部考慮進去。此外，鈷 60 遠隔治療機從購買前之屏蔽設計，到裝機測試、接收測試以至於使用後之各項定期校驗、擦拭測試，皆需由具有經驗之醫學物理師 (medical physicist) 確實去執行並記錄，如此才能確保機器在一定的品質內運作。行政院原子能委員會對於所要執行的鈷 60 遠隔治療機安全規定可參見相關規定，這些規定應確實按照各種頻率狀況去執行。

四、應用與用途

鈷 60 遠隔治療機的放射治療應用方式可分為三種。

1. 遠隔放射治療

利用鈷 60 以 β^- 衰變產生能量分別為 1.17 MeV 和 1.33 MeV 的 γ 射線，治療頭頸部腫瘤，若治療胸腔或下腹部時穿透能力稍嫌不足，須以醫用直線加速器 (linear accelerator) 代之。而現有的大部分鈷 60 治療機多採用同心型裝置，射源到旋轉軸距離 (source-axis distance, SAD) 多為 80 或 100 公分。治療病患之前，必須先將患者的腫瘤中心點位置擺設在旋轉軸上，當治療位置準確調好後，方能依治療計劃 (treatment planning) 從某一方向給予腫瘤既定劑量。如果治療計劃需要從不同方向照射時，則只要控制治療機旋轉臂旋轉至所需角度，確認射束入射視野，而不需重新擺設病人位置。

2. 骨髓移植前全身 X 光放射治療 (total body irradiation in bone marrow transplantation, TBI)

針對血癌、淋巴瘤及其他晚期實質腫瘤 (advanced solid tumor)，患者在骨髓移植之前，先對患者施予超致死劑量之化學治療及全身 X 光放射治療，以滅絕骨髓的造血細胞，患者在治療期間需於無菌室內接受特別之醫務監護，以防感染及輻射急性效應。由於劑量率要求在 10 cGy/min 以下，故所需治療時間較一般治療長，若使用直線加速器因涉及微波及電子電路問題較傷機器，且鈷 60 治療機所提供之 γ 射線能量較單純，所以使用以機械方式驅動射源的鈷 60 治療機較合適且經濟。

3. 劑量校正 (dose calibration)

鈷 60 治療機構造比較簡單，機器故障的機會較少，射束能量單純，可產生可預期的劑量率，所以一個大型的放射治療部門應至少擁有一部鈷 60 治療機作為劑量校正用。

參考文獻

1. *Theratron 780c operation manual*, Theratronics.
2. H. E. Johns & J. R. Cunningham, *The Physics of Radiology*, 4th ed., Illinois U.S.A.: Springfield (1983).
3. F. M. Khan, *The physics of Radiation Therapy*, 2nd ed., Baltimore, Maryland, U.S.A.: Williams & Wilkins (1994).
4. 輻防協會, 游離輻射防護彙萃, 新竹: 大洋 (1994).
5. 行政院原子能委會原會, 醫用游離輻射安全管制手冊.

作者：鄭秀成先生為國立中央大學物理學士，現任台大醫院放射治療科醫學物理師。

誌謝：撰稿期間承蒙台大醫院放射治療科雷德主任與丁禮莉主治醫師指導、校閱，許維中醫師、曾鏗鏘物理師、及科內其他同仁的協助，在此致以深深的謝意。

伽瑪刀立體定位放射手術系統

Gamma Knife Stereotactic Radiosurgery System

關鍵字：伽瑪刀、半衰期、活性比度、準直儀頭盔

Keywords： gamma knife, half-life, specific activity, collimator helmet

一、基本原理

所謂立體定位放射手術 (stereotactic radiosurgery) 是將游離輻射 (ionizing radiation) 在單次治療中很準確地照射到腦神經外科醫師以立體定位頭架配合診斷影像定義的小體積之病灶部位，使病灶部位接受到很高的劑量因而產生神經膠質增殖病 (gliosis) 或纖維化 (fibrosis)，而周圍鄰近的正常組織則接受到很小的劑量。以鈷 60 射源產生精細的伽瑪射線來治療患者即稱為伽瑪刀立體定位放射手術系統 (gamma knife stereotactic radiosurgery system)。第一部伽瑪刀係由瑞典斯德哥爾摩卡洛林斯卡研究中心的 Lars Leksell 教授在 1968 年與 Borje Larsson 教授共同發展出來的。最初是將 179 顆鈷 60 射源分佈在一固定的半圓球體內，每一顆射源產生一條精細的伽瑪射線對準半圓球體的中心點，179 條射線集中於中心點。經過多年的發展，目前商業化的 Leksell 伽瑪刀則是將 201 顆鈷 60 射源對準特殊設計的準直儀頭盔 (collimator helmet)，使得 201 條伽瑪射線集中於一個焦點上，如圖 1。

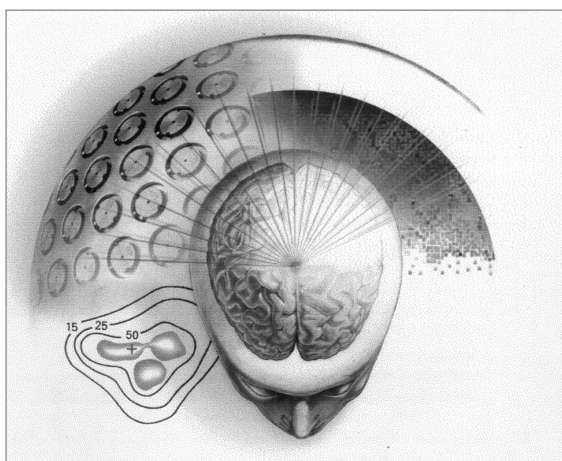


圖 1. 201 顆鈷 60 射源經過特殊的準直儀頭盔，使 201 條伽瑪射線集中於一個焦點上。(轉印自 ELEKTA 公司 LEKSELL GAMMA KNIFE 之型錄)

伽瑪刀只有射源部分與鈷 60 遠隔治療機的射源物理特性完全相同，都是利用鈷 60 以半衰期 (half-life) 5.26 年蛻變成鎳 60 所放出能量分別為 1.17 MeV 及 1.33 MeV 的兩條伽瑪射線來治療腫瘤或病變所在，因為鈷六十活性比度 (specific activity，單位質量內的活度大小) 高，較易作成小體積射源，所產生的自我吸收及半影 (penumbra) 小，是很理想的射源。其他在機器外觀、設計結構、射源大小、排列位置、準直儀的設計等，二者截然不同。

二、結構示意圖

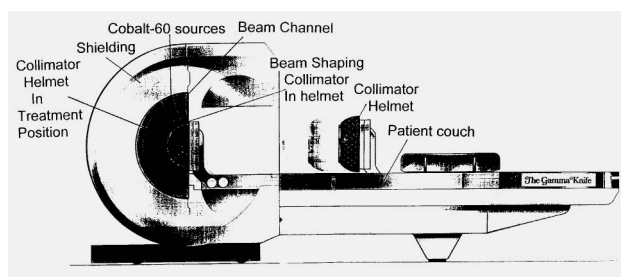


圖 2. 伽瑪刀立體定位放射手術系統結構示意圖。(轉印自 ELEKTA 公司 LEKSELL GAMMA KNIFE 之型錄)

三、儀器規格與特徵

伽瑪刀主要包含放射主件 (radiation unit)、準直儀頭盔、患者治療床 (patient couch)、驅動系統 (drive system) 及控制面板 (control panel) 等五大部分，由於射源排列、驅動方式以及機器結構不同，因此有 B 型 (B type) 與 U 型 (U type) 兩種型式。B 型射源分佈成 5 層甜甜圈形，外觀呈鏤空碗狀，如圖 3 所示；U 型射源分佈於半圓球體，外觀呈半圓球體狀，如圖 4 所示。國內的伽瑪刀安裝於台北榮民總醫院癌病中心，於 1993 年 3 月開始治療患



圖3. B型伽瑪刀。(筆者攝於卡洛林斯卡研究中心)

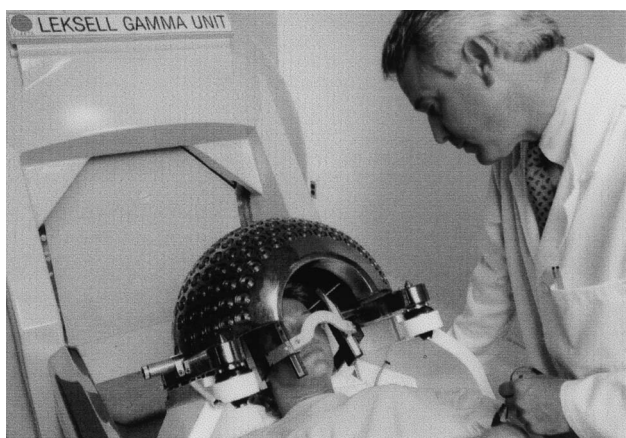


圖4. U型伽瑪刀。(轉印自 ELEKTA 公司 LEKSELL GAMMA KNIFE 之型錄)

者，其機型為 B 型。以下介紹伽瑪刀的各部分組件。

1. 放射主件

放射主件是由一個附有屏蔽門 (shielded door) 的球形屏蔽組成。球形屏蔽上半部包括屏蔽 (shielding) 及放置 201 顆鈷 60 射源的主體 (central body)，下半部為附有屏蔽的入口及一個可移動的污水坑栓子 (removable sump plug)，以便移除不慎掉落機器內的物體。屏蔽與主體都是由鑄鐵 (cast

iron) 組成，屏蔽門則是由將近 20 cm 厚的鋼 (steel) 組成。

201 顆射源的排列，不允許任何一條主射束直接指向屏蔽門的方向。201 顆射源放出的 201 條射束集中於 ± 3 mm 的焦點上，這個焦點與每顆射源的距離 (focus-source distance) 約為 40 cm。每顆圓柱形鈷 60 射源是由 20 粒直徑 1 mm、高 1 mm 的丸狀射源 (pellet) 排成直列，然後裝入雙重的不鏽鋼套管內所組成。每顆射源再放入各自的射源套管組件內，此射源套管組件是由鎢合金前置準直儀 (pre-collimator) 及鉛準直儀 (collimator) 所組成。201 個射束軌道 (beam channel) 的角度及直徑皆十分精確地裝置在主體內。至於每顆射源活度大小的考量，若活度太大，屏蔽不易且重量過重，但是治療時間可以縮短；太小則反之，故折衷的結果，目前大都以到使用單位的活度約為每顆 30 居里 (Ci) $\pm 10\%$ ，總活度約為 6030 居里，這樣在中心點所測量到的劑量率約 3.9 Gy/min，較為臨床實際上所接受。

由於放射主件包含大量的屏蔽物質以防止放射線滲漏 (radiation leakage)，所以光是這部分的重量就大約有 16800 kg，再加上其他部分就相當可觀，因此安裝伽瑪刀機器時，除了考慮房間大小外，建築物的承重問題也是優先考慮因素之一。

2. 準直儀頭盔

基於每位患者病灶大小、形狀不同，故需要再加上不同尺寸的準直儀頭盔，每一個頭盔由 6 cm 厚的鑄鐵組成，頭盔上鑽 201 條軌道以便放入 6 cm 厚的鎢合金最終準直儀 (final collimator)，這些準直儀中心有小圓孔可在焦點處產生 4 mm、8 mm、14 mm、18 mm 直徑的圓形照野，如圖 5；又因病灶形狀、位置不同以及為了避免治療時照射到重要器官 (例如眼球水晶體) 等因素，可以將個別準直儀替換成實心密合栓子 (solid occlusive plug)，如圖 6，以達到改變等劑量分佈形狀 (isodose distribution shape) 及保護重要器官等臨床實際需要的目的。

準直儀頭盔在世界上前四部伽瑪刀 (1968 瑞典 Sophiahemmet Hospital 179 顆射源、1974 瑞典

Karolinska Institute 179 顆射源、1983 阿根廷 Buenos Aires 201 顆射源、1985 英國 Sheffield 201 顆射源) 分別是在焦點處產生 4 mm、8 mm、14 mm 直徑的圓形照野，而 1987 年在美國 Pittsburgh 安裝的第五部伽碼刀則增加了 18 mm 的準直儀頭盔，所以目前大都使用這四種尺寸頭盔。

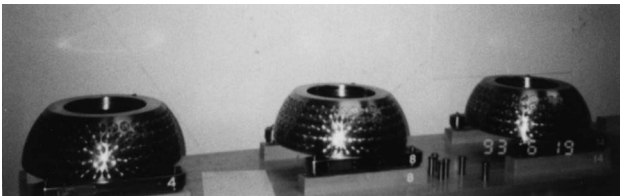


圖 5. B 型伽碼刀 4 mm、8 mm、14 mm 準直儀頭盔。
(筆者攝於卡洛林斯卡研究中心)

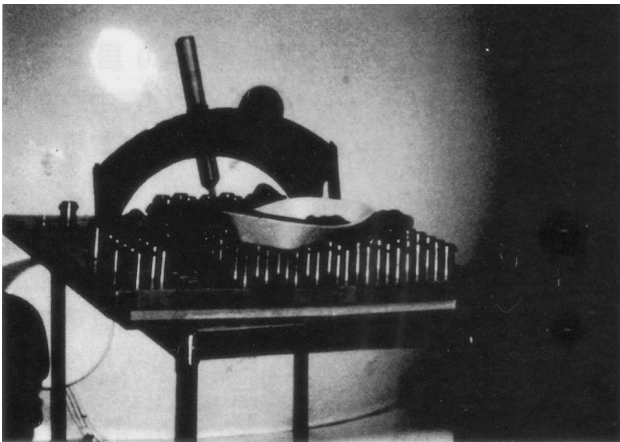


圖 6. 實心密合栓子。(筆者攝於卡洛林斯卡研究中心)

每一個頭盔由一對耳軸 (trunnions) 固定來當作事先裝在患者頭部定位病灶部位之立體定位頭架 (stereotactic frame) 的固定點，而頭盔與主體的密合度及一致性需要十分吻合，其位置的準確度可以利用微調開關 (microswitch) 來控制。

3. 患者治療床

藉助驅動系統移動治療床讓患者進入放射主件接受放射手術用。

4. 驅動系統

此系統主要控制放射主件屏蔽門的開關及治療床進出放射主件。驅動系統視機型不同而採用馬達驅動或水壓驅動。假設在治療患者當中電力中斷，

輔助系統會自動將床推出然後將屏蔽門關上；萬一輔助系統無效時，則手動唧筒 (hand pump) 可以將床拉出將屏蔽門關上。如果所有系統都無效時，這個時候就得進去用手將床鬆開，迅速將患者移開治療室。

5. 控制面板

於治療室外用以控制治療室內之各種操作。

四、應用與用途

對於嘗試過開刀手術卻仍有殘留病灶者、無法施行顱內開刀手術者、病灶部位太深不能開刀者，伽碼刀立體定位放射手術提供患者另一種方式的治療。至於適用之病灶，目前全世界治療過者以動靜脈畸形 (arteriovenous malformation, AVM) 為主，其他如腦下垂體腺瘤 (pituitary adenoma)、竇聽覺神經瘤 (acoustic neurinoma)、神經膠質瘤 (glioma)、頸動脈—海綿狀的瘻管 (carotid-cavernous fistula)、顱咽瘤 (craniopharyngiomas)、腦膜瘤 (meningioma)、松果體區的腫瘤 (pineal region tumor) 及其他腦部腫瘤。

進行伽碼刀立體定位放射手術屬於團隊的治療，必須匯集腦神經外科醫師、麻醉科醫師、放射診斷科醫師、放射治療科醫師、醫學物理師、放射線技術師及護士等人員。事前各組人員必須準備好相關步驟才能精確達到如此小範圍的照射。

1. 腦神經外科

- (1) 醫師將立體定位頭架的四顆釘子鑽入患者頭骨外表上，一旦固定好頭架即一直戴著直到治療完成才取下來。至於定位器 (localizer) 的選擇則取決於診斷方式採電腦斷層攝影 (computed tomography, CT)、數位血管攝影術 (digital subtraction angiography, DSA) 或磁振攝影 (magnetic resonance imaging, MRI) 而使用不同的定位器。
- (2) 取得診斷影像後，患者回病房休息，醫師由影像決定病灶位置、大小、形狀與總劑量 (total dose)，等候醫學物理師完成品質保證、劑量測量及電腦治療計畫後方能送患者至放射治療科治療。

2. 放射腫瘤科

(1) 機械準確度品質保證 (mechanical accuracy quality assurance)：利用球形假體 (spherical phantom)、底片 (film)、小圓鉛球、特殊片匣 (film cassette)，確認機械等中心點 (mechanical isocenter) 與放射等中心點 (radiation isocenter) 是否在可接受的誤差範圍內。

(2) 劑量校正及測量 (dose calibration and measurement)：我們必須知道 201 顆射源在等中心點的真正劑量率 (dose rate) 以及每顆射源單獨造成的劑量率大小，因此必須準確地校正好每項因子 (factor) 以便應用於患者的治療計畫上。測量須借助不同形式的游離腔 (ion chamber)、矽二極體 (silicon diode)、電量計 (electrometer)、氟化鋰熱發光劑量計 (LiF thermoluminescent dosimeter, TLD)、底片、假體、密度儀 (densitometer) 等。

首先將劑量系統在傳統的鈷六十遠隔治療機視野 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 下校正，然後將球形假體放入不同的準直儀頭盔中測量出該頭盔等中心點的劑量率大小，再以底片測 201 顆與單獨一顆射源的劑量剖面曲線 (dose profile)，最後用 TLD 測量出每個準直儀頭盔的相對輸出 (relative output)。

(3) 劑量計算與治療計畫 (dose calculation and treatment planning)：利用三維電腦治療計畫系統 (3D computerized treatment planning system) 將醫師在診斷影像上決定靶 (target) 位置與總劑量，匯集頭盔形狀、準直儀頭盔尺寸、準直儀的開或關、射線的加權 (beam weight) 等因子計算出所希望的等劑量分佈曲線，最後計算治療時間。

(4) 將患者送入治療室躺在治療床上，將計畫定出放射等中心點的座標位置與個數相對應地在患者的定位器上調整好，請患者依決定好的三度空間角度 (X-Y-Z 軸) 躺到治療床上，將準直儀頭盔架好，確認重要器官或組織安全無虞後，依治療計畫開始治療。治療完成後醫師將患者頭架取下，送患者回病房休息，大多數的患者翌日即可出院回家。

參考文獻

1. M. Bergstrom, T. Greitz, and T. Ribbe, *Neuroradiology*, **28**, 100 (1986).
2. B. Larsson, K. Liden, and B. Sarby, *Acta Radiologica Therapy Physics Biology*, **13**, 512 (1974).
3. L. Leksell, *Acta Chir. Scand.*, **134**, 585 (1968).
4. L. Leksell, *J. Neurol. Neurosurg. Psych.*, **46**, 797 (1983).
5. A. H. Maitz, L. Dade Lunsford, A. Wu, G. Linder, and J. C. Flickinger, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, **18**, 469 (1989).
6. B. Sarby, *Acta Radiologica Therapy Physics Biology*, **13**, 425 (1974).
7. L. Walton, C. K. Bomford, and D. Ramsden, *Br. J. Radiol.*, **60**, 897 (1987).
8. A. Wu, G. Linder, A. H. Maitz, A. M. Kalend, L.D. Lunsford, J. C. Flickinger, and W. D. Bloomer, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, **18**, 941 (1989).
9. S. H. Yen, Y. L. Lee, L. S. Chao, M. Max Chao, H. C. David Pan, and K.Y. Chen, *Therapeut. Radiol. Oncol.*, **2**, 235 (1995).

作者：曾鏗鏘小姐為國立中央大學物理學士，現任台大醫院放射治療科醫學物理師。

誌謝：撰稿期間承蒙台大醫院放射治療科雷德主任與丁禮莉醫師校閱，許維中醫師、鄭秀成物理師、台北榮民總醫院癌病中心李玉麟物理師的協助以及 Pittsburg, AGH 吳德學博士 (Andrew Wu, Ph.D.) 的支持，在此致以深深的謝意。

X 光刀立體定位放射手術系統

X-Knife Stereotactic Radiosurgery System

關鍵字：立體定位放射手術、立體定位頭架

Keywords：stereotactic radiosurgery, stereotactic frame

一、基本原理

X 光刀立體定位放射手術 (X-knife stereotactic radiosurgery) 的觀念和方法最早是由瑞典斯德哥爾摩卡洛林斯卡研究中心 (Karolinska Institute) 的 Professor Lars Leksell 在 1951 年提出，藉著 X 光與立體定位導儀的結合，完成首次的放射手術。這裡講的「刀」並非如外科手術中所使用真正的刀，而是將游離輻射 (ionizing radiation) 在單次治療中很準確地照射到腦神經外科醫師以立體定位頭架配合診斷影像定義的小體積之病灶部位，使病灶部位接受到很高的劑量因而產生神經膠質增殖病 (gliosis) 或纖維化 (fibrosis)，而周圍鄰近的正常組織則接受到很小的劑量。

隨後 Professor Borje Larsson 和 Leksell 在 1958 年嘗試使用迴旋加速器 (cyclotron) 產生質子射束 (proton beam) 來治療，然而因涉及大量的科學家與工程師、機器構造複雜、操作繁複及價格昂貴，僅限於少數地方可以提供此種設備，因此另外積極尋找理想的射源及設備，終於在 1968 年 Leksell 與 Larsson 在瑞典安裝了第一台以鈷 60 為射源的伽瑪刀立體定位放射手術系統 (gamma knife stereotactic radiosurgery system)。雖然這種設備操作簡單卻也面臨價格昂貴、經濟效率偏低等問題，無法普遍地被使用，所以研究發展的方向朝向許多大醫學中心普遍具備的醫用直線加速器 (medical linear accelerator, Linac) 產生光子射束 (photon beam) 來治療患者。直線加速器的操作較容易了解，價格比前兩種設備低廉而且機動性高，因此在 1974 年 Larsson 等人提議以直線加速器做為立體定位放射手術的設備。

X 光刀立體定位放射手術所使用的直線加速器基本上和傳統遠隔放射治療機完全一樣，所不同的是些附加物以及更嚴格的機器等中心點

(isocenter) 的校正。附加物包括一個特殊的延伸準直儀 (extension collimator) (視病灶大小再套上不同尺寸的套筒)、用以固定頭架的支撐系統 (patient support system)、在治療中保護患者及防止機器損害而加裝的安全裝置 (safty devices)；至於更精確的等中心點校正則是因為一般傳統的遠隔放射治療，其治療的面積通常最小只到 $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ，而立體定位放射手術則是治療腦部 0.5 cm^3 到 8 cm^3 的小病灶，照射面積通常小於 $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ，因此所需要的機器精確度當然要更高了。

二、結構示意圖

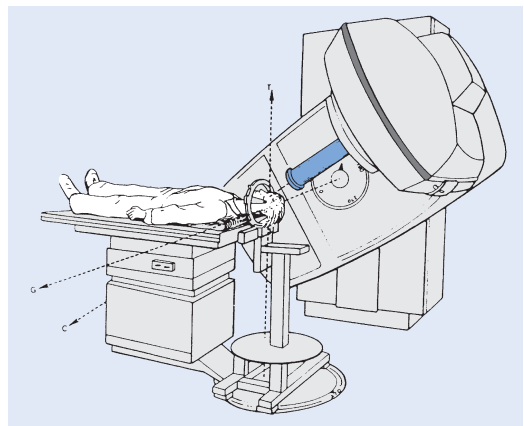


圖 1. X 光刀立體定位放射手術系統結構示意圖⁽⁷⁾。

三、儀器規格與特徵

1. 直線加速器

- (1) 六百萬伏特 (6 MV) 醫用直線加速器三個主要機械軸 (旋轉臂、治療床轉盤、準直儀) 必須相交於等中心點一定誤差範圍內 (例如 $0.5 \text{ mm} - 1 \text{ mm}$)，而且在治療當中必須保持在合理的穩定度內才可以施行立體定位放射手術。
- (2) 特殊的延伸準直儀
 - (a) 延伸準直儀的底端比傳統的準直儀更接近患

者頭部，如此不僅可以將射束對得更準，還可以減少半影區 (penumbra) 的大小，使治療範圍以外的劑量降得更快，如圖 2。

- (b) 準直儀的底端可以裝入由合金做成約 10 cm 厚、不同尺寸的圓形套筒，這些圓形投射到等中心點的直徑由 10.0 mm 到 40.0 mm 不等，約以 2.5 mm 做一間隔，如圖 3 所示。

2. 患者支撐系統

患者在治療中，身體平躺於治療床上，但是頭部因為有定位頭架，無法直接躺在治療床上，必須設計特殊的支撐架用以支撐及固定。目前採用的方式有兩種，一種是固定於治療床的支撐架 (couch mount)，另一種則是固定於地板的支撐架 (floor stand)。前者必須將原治療床一端加以改裝，但是支撐架係與治療床一起移動，治療時旋轉臂可旋轉的角度限制較小；後者則是獨立於加速器的旋轉底盤上，原治療床無需改裝，但是床與支撐架係分開的兩獨立系統，所以治療時旋轉臂可旋轉的角度限制較大。二者各有其設計理念及優缺點。

3. 安全裝置

因為患者在治療當中並非全身平躺於治療床上，所以不論採用何種支撐架，安全考量是最重要的。為了保護患者及防止機器損害，有些安全裝置是要考慮的，例如一旦患者就治療位置後，床即應鎖定，不允許有任何移動；此外，為了防止當旋轉臂旋轉進行弧形治療時，萬一操作者或機械動作失



圖 2. X 光刀立體定位放射手術系統中特殊的延伸準直儀。(筆者攝於台大醫院放射治療科)

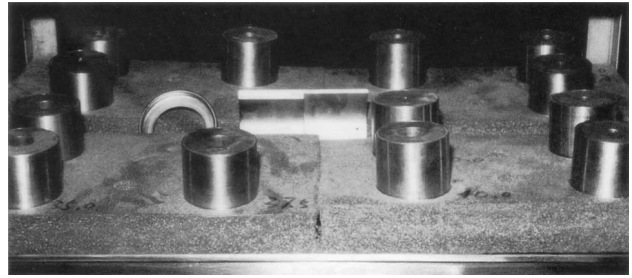


圖 3. 不同尺寸的圓形套筒。(筆者攝於台大醫院放射治療科)

誤而打到支撐架或患者，可以在旋轉臂外罩加一防撞開關，一有碰觸即停止旋轉臂旋轉。

四、應用與用途

X 光刀立體定位放射手術適用於頭顱內不容易接近或不適合開刀之小體積病灶，藉著立體定位頭架、特殊的準直儀並配合直線加速器旋轉臂旋轉 (gantry rotation) 與治療床旋轉 (couch rotation)，將高劑量的游離輻射在單次治療中照射病灶位置，而臨近的正常組織則接受到很低的劑量。這種治療方式的優點是：

1. 臨床上治療效果不錯。
2. 感染或出血的機率低。
3. 治療時間較短而且精準。

至於適用之病灶，目前全世界治療過者以動靜脈畸形 (arteriovenous malformation, AVM) 為主，其他如腦下垂體腺瘤 (pituitary adenoma)、竇聽覺神經瘤 (acoustic neurinoma)、神經膠質瘤 (glioma)、頸動脈—海綿狀的瘻管 (carotid-cavernous fistulas)、顱咽瘤 (craniopharyngiomas)、腦膜瘤 (meningioma)、松果體區的腫瘤 (pineal region tumor) 及其他腦部腫瘤；國內也嘗試應用於治療頭頸部腫瘤的復發或追捕。

進行 X 光刀立體定位放射手術是屬於團隊的治療，必須匯集腦神經外科醫師、麻醉科醫師、放射診斷科醫師、放射治療科醫師、醫學物理師、放射線技術師及護士等人員。事前各組人員必須準備好相關步驟才能精確地達到如此小範圍的照射。

1. 腦神經外科

- (1) 醫師將立體定位頭架 (stereotactic frame) 的四顆釘子鑽入患者頭骨上，一旦固定好頭架即一直

戴著直到治療完畢才取下來，同時依影像診斷方式採電腦斷層攝影 (computed tomography, CT)、數位血管攝影術 (digital subtraction angiography, DSA) 或磁振攝影 (magnetic resonance imaging, MRI) 不同而使用不同的定位器 (localizer)。

- (2) 取得診斷影像後，醫師由影像上決定病灶的位置、大小、形狀及所欲給與的總劑量 (total dose)，患者休息等待醫學物理師完成電腦治療計畫、劑量測量、計算與品質保證後，方能到放射治療科進行治療。

2. 放射治療科

- (1) 劑量校正及測量 (dose calibration and measurement)：因為治療照野直徑最大只到40.0 mm，因此偵測器 (detector) 的尺寸及擺放的位置相形之下，益顯得重要了。測量須用各種不同型式的游離腔 (ion chambers)、電量計 (electrometer) [這些都須定期送原級實驗室做校正，以確保其準確度]、氟化鋰熱發光劑量計 (LiF thermoluminescent dosimeter, TLD)、底片 (film)、固態假體 (solid phantom)、密度儀 (densitometer) 等。先校正劑量系統於照野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 下，然後在假體中測出機器標稱輸出 (nominal output)，最後測出所有尺寸的準直儀之校正因子，方能得知等中心點處的真正劑量，如此才可以配合治療計畫計算出治療時所需設定的監視單位 (monitor unit, M.U.)。
- (2) 劑量計算與治療計畫 (dose calculation and treatment planning)：醫學物理師匯集診斷影像及相關資訊後，利用三維電腦治療計畫系統 (3D computerized treatment planning system) 計畫出醫師所希望的等劑量分佈曲線 (isodose curves)，最後確認機器在治療時治療床的位置與旋轉臂旋轉的角度是否會照射到眼球水晶體、視神經交叉、腦幹等重要器官，以及是否會撞擊患者或支撐系統等，確認一切安全才是理想的治療計畫。
- (3) 品質保證 (quality assurance)：經過治療計畫確定靶 (target) 中心點後，後續設定座標的每一步驟一定要由兩個人互相核對，確認無誤後才可以

開始治療。

- (a) 利用機械等中心點標準 (mechanical isocenter standard, MIS) 及測試底片，確認加速器在不同旋轉角度的機械等中心點 (mechanical isocenter) 與放射等中心點 (radiation isocenter) 在可接受的誤差範圍內，然後調校治療室的雷射對準等中心點。
- (b) 在正立方假體指示架 (rectilinear phantom pointer, RLPP) 設定好治療計畫的靶中心點座標，利用雷射將治療床移動至靶中心點，使雷射與靶中心點吻合。
- (c) 將設定好靶中心點座標的半圓形雷射靶定位架 (laser target localizer frame, LTLF) 裝在正立方假體指示架上，模擬患者頭環與病灶的相對位置，夾上測試底片，確認靶中心點在照野中心容許誤差範圍內，做治療前最後的確認。
- (4) 治療 (treatment)：請戴著頭環的患者躺在治療床上，頭部置於支撐架上，將雷射靶定位架裝上，利用雷射微調治療床，以使雷射與靶中心點吻合，卸下雷射靶定位架，依治療計畫開始進行治療。治療完成後醫師將頭環取下，患者回病房休息，如此即完成 X 光刀立體定位放射手術。

參考文獻

1. G. H. Hartmann, W. Schlegel, V. Sturm, B. Kobe, O. Pastyr, and W. J. Lorenz, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, **11**, 1185 (1985).
2. M. D. Heifetz, M. Wexler, and R. J. Thompson, *Neurosurgery*, **60**, 814 (1984).
3. B. Larsson, L. Leksell, B. Rexed, P. Sourander, W. Mair, and B. Anderson, *Nature*, **182**, 1222 (1958).
4. W. Lutz, K. R. Winston, and N. Maleki, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, **14**, 373 (1988).
5. R. K. Rice, J. L. Hansen, G. K. Svensson, and R. L. Siddon, *Phys. Med. Biol.*, **32**, 1087 (1987).
6. R. L. Siddon and N. H. Barth, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, **13**, 1241 (1987).
7. K. R. Winston, W. Lutz, *Neurosurgery*, **22** (3), 454 (1988).

作者：曾鏗鏘小姐為國立中央大學物理學士，現任台大醫院放射治療科醫學物理師。

誌謝：撰稿期間承蒙台大醫院放射治療科雷德主任與丁禮莉醫師校閱，許維中醫師、江堤莊物理師、鄭秀成物理師，及科內其他同仁的協助，在此致以深深的謝意。

醫學影像雷射記錄儀

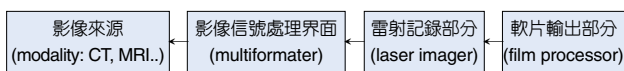
Medical Laser Imager

關鍵字：醫學雷射影像記錄儀、多重影像格式器

Keywords：medical laser imager, multiformater

一、基本原理

醫學雷射影像記錄儀 (laser imager) 是將各種診斷儀器所取得的影像訊息，經過整理轉印在軟片上，它必須包括以下四大部分。



1. 影像信號來源

用於影像診斷之醫療設備，其提供之輸出信號分為類比信號或數位信號兩種方式。

2. 影像信號輸入處理

步驟 (1)：多重影像格式器 (multiformater) 接收影像訊息以 8-bit 方式暫存於記憶體中。一般類比信號 (analog) 先透過 A/D 轉換器予以數位化，再予暫存。直接數位的訊號輸入，不需轉換。直接以 8-bit 方式儲存。

步驟 (2)：影像信號處理界面器將儲存的 8-bit 資料，使用數位處理器 (digital signal processor, DSP) 放大／縮小處理轉換成 24-bit 資料。再加上各種不同印製條件 (look-up table) 及層次 (gradation/ tone) 處理，轉換成 10-bit 資料格式輸出到雷射影像記錄儀。

3. 雷射影像記錄

步驟 (3)：由影像信號處理界面器傳送到雷射影像記錄儀的資料先存入暫存記憶。再予以轉換成 12-16 bit 格式，以配合雷射影像記錄儀的線性濃度 (density) 輸出。雷射影像記錄儀再將處理完畢的數位訊號轉成類比訊號，經由雷射掃描使軟片感光成像。

4. 軟片輸出

步驟 (4)：感光軟片經化學藥水沖洗處理顯像。

目前醫學影像診斷儀器輸出的訊息，仍然以類比訊號方式呈現在螢光幕上為多。類比訊號必須經過數位化處理技術，再透過雷射影像記錄儀的印出軟片提供診斷。

1. A/D 轉換技術

(1) 診斷儀器提供的視訊信號大多是複合訊號，除了影像訊號還包含了水平及垂直同步訊號。多重影像格式器內須以同步訊號分離器將之與影像訊號分離。

(2) 參照分離的同步訊號，多重影像格式器本身會產生一個震盪頻率 (pixel clock)，這個內建震盪頻率經由設定成為視頻訊號的參數之一，使多重影像格式器與外接之訊號來源同一頻率。

(3) 影像訊號 (0.7 V) 部份被截取，以相對應之震盪頻率上各 pixel 之電壓轉換成 8-bit (0-255) 256 階層之數位資料。

如果訊號來源震盪頻率不穩，影像訊號的截取也會不穩定，會造成片段性的現象。訊號源如果有雜訊，亦會使得影像粗糙不清。

2. 資料放大 (interpolation)／壓縮技術

影像數位資料的放大／壓縮處理突顯出數位處理之功效。8-bit 原始資料會造成影像輸出列印時鋸齒狀的紋路。數位資料放大處理再經壓縮到適合列印的格式，可以使畫面傳真又達到細膩的效果。數位放大／壓縮影像有多種方式，一般基本方式有一次元放大 (線性放大)，一次元平均放大 (與隔一個間隔之平均放大) 及二次、三次、多次元放大。

3. 層次處理 (gradation) 技術

一般診斷儀器都以螢光幕 (CRT) 的影像作為診斷的第一手資料及參考點。雖然軟片在表現黑化濃度的層次上遠高於螢光幕，但多重影像格式器必須具備調整功能使透過雷射影像記錄儀所呈現的影像儘量接近螢光幕的效果。因此多重影像格式器層次處理的理論基礎在於假設雷射影像記錄儀的輸出是線性模式。憑藉著數位資料處理灰階內個點層次的要求，改變輸出到雷射影像記錄儀的訊號。對於不同訊號源之設備必須準備不同的標準列印參數以供選用，此即 Look Up Table，此條件更可隨使用者需求變更，以求達到更好的使用效果。層次調整通常最普遍的就是濃度與對比 (contrast) 兩項。另外對於閱片環境，軟片底色給予肉眼不同的感受，也是調整時須注意的事項。

4. 濃度校正技術

雷射影像記錄儀線性化輸出的假設，使得其本身有一定的調整規範。也使多重影像格式器有固定的參考以達成最理想的影像調整，所以雷射影像記錄儀輸出濃度的校正是確保整個影像製作環節非常重要的一環。軟片是一種天然材質，基本上感光特性並不是線性。雷射影像記錄儀已經就它本身最適合的軟片，設定補償參數調整雷射輸出能量，使得軟片影像呈現線性的特性。雷射影像記錄儀出廠調整，經使用後，雷射衰減、軟片批次及廠牌改變，沖洗設備變動，都會使軟片輸出的線性受到影響。所以濃度的校正必須常規性的執行，一般雷射影像記錄儀都有列印試片之功能。將試片之各階層濃度輪回機器，往復測試調整到線性輸出。

5. D/A 轉換技術

在雷射影像記錄儀內，數位資料經過 D/A 轉換成雷射控制信號輸出。在轉換成類比式訊號後須先經過調變與信號之處理使波型圓順。這種 D/A 信號轉換過程之處理技術可提高輸出影像的畫質。

6. 雷射掃描技術

雷射掃描技術是決定軟片印出畫質最重要的因

素。雷射系統影響到影像效果的重要構成有：雷射產生器、反射鏡、水平同步偵測、軟片搬送與雷射掃描方式。

(1) 雷射產生器

雷射影像記錄儀的 D/A 轉換在頻率配合上，若與雷射光束 (laser beam) 產生器良好的配合，可以愈忠實的表現出高頻區域的重現，也就是可以在水平解析度上求得鮮銳的影像。但是太過度的高頻反應，會造成不必要的資訊進入影像而造成雜訊，所以一種平衡的雜訊對信號比 (N/S ratio) 是最理想的組合。

(2) 反射鏡 (mirror)

雷射掃描現今多採用六面鏡 (polygon)，這是一種旋轉的六面鏡。借著雷射打在轉動鏡面上造成反射方向的不同，將雷射光打到軟片上感光。

(3) 水平同步偵測

當影像資料經雷射掃描輸出，必須精確的將影像起始點與雷射協調同步。

(4) 掃描線與掃描方式

a. 掃描線的大小

雷射掃描線直徑如果小到比網點 (pixel) 更小時，每一單點網點不會與隔鄰點重疊，不論水平或垂直解析度都會顯得非常清晰。軟片上掃描線清晰可見。由於反射鏡的旋轉免不了些微抖動，反而比較容易造成掃描線抖動及重疊的影像。反之，掃描線直徑比網點大時，掃描網點會與隔鄰網點重疊，水平及垂直解析度相對減低。但印出的軟片品質比較不受機械上精確度的限制，而且影像看起來也較平順不會有網點狀。

b. 掃描方式

掃描方式分為有一次掃描與多次掃描。一次掃描的方式，網點與網點間落差很大。因此影像較不平順。若以每一行同樣的資料重複掃描將可以減少網點間之落差，同時如選用小尺寸雷射更可以達到提高解析度與平順畫面的雙重效果。

(5) 軟片搬送

雷射影像記錄儀軟片搬送與掃描同時同步進行。如果軟片因搬送馬達運轉不當，當然會造成感光不均而產生與掃描線水平狀的波紋。

二、結構示意圖

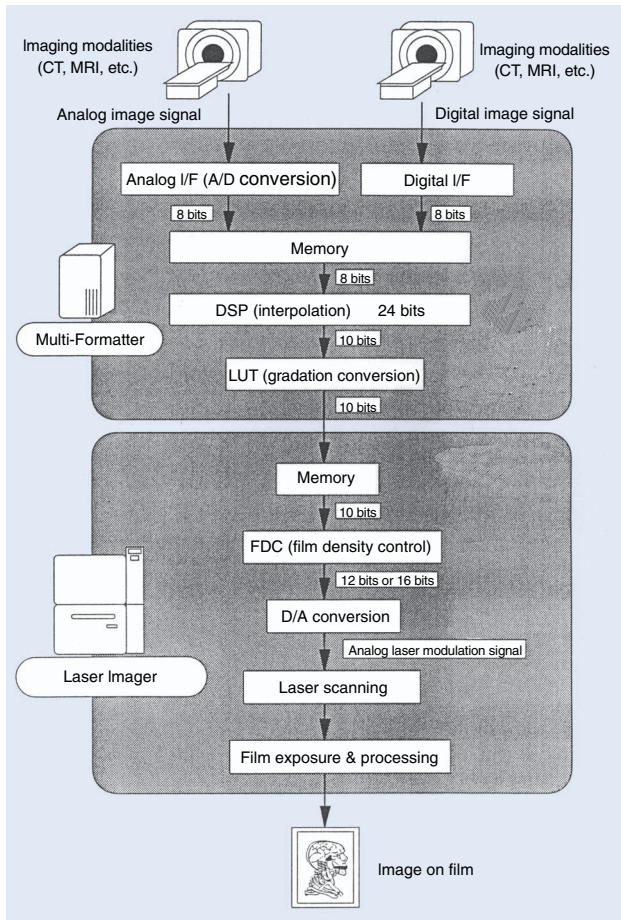


圖 1. 醫用影像雷射記錄儀結構與連線示意圖。

醫用影像雷射記錄儀所連接的影像訊號源多為龐大而貴重的診斷設備，因此安裝環境屬於獨立空間且有專責的操作人員。實用上，多將多重影像格式器安置在做為信號源的診斷設備旁，以便於截取信號同時遙控雷射影像記錄儀。雷射影像記錄儀主機則可依空間配置安裝於設備區，走道或暗室區域與多重影像格式器設備間以信號線相連接即可。醫用影像雷射記錄儀結構與連線示意圖如圖 1 所示。

三、儀器規格與特徵

醫用影像雷射記錄儀的規格隨著各廠的技術研發而有相當大的差異，早期雷射影像記錄儀與診斷設備採一對一的連接到一對多的連接，使用不同光源的雷射管等，目前已開發出不需化學藥水沖洗軟片的乾式醫用影像雷射記錄儀 (dry imager) 將是未來發展的驅勢。

1. 雷射光源 (laser source)：氦－氖雷射 (He-Ne laser) 或半導體雷射 (semiconductor laser)
2. 處理輸出功能 (processing capacity)：每小時 135 – 330 張片
3. 多重輸入 (multiple input)：1 – 18
4. 可用片箱數 (available magazine no.)：二個相同或不同大小之軟片箱
5. 內建式洗片機 (built-in film processor) 及自動混合器 (auto-mixer)

四、應用與用途

雷射影像記錄儀所連接的診斷設備有：電腦斷層掃描儀 (CT)、核磁共振掃描儀 (MRI)、超音波斷層掃描儀 (US)、心導管用診斷 X 光裝置 (FLUORO)、血管攝影診斷用數位式 X 光裝置 (digital I & I)、放射攝影影像 (CR)、核子醫學照相裝置 (nuclear MED)、放射同位素裝置 (radioisotop) 及連接電腦等功能，做為高解析度、高品質的數位式影像輸出工具。

五、儀器使用安全注意事項

電力中斷會使有些機型在運作時，其隨機記憶體 (RAM) 中的影像資料喪失，因此需有備份電池或不斷電系統來避免之。醫學影像雷射記錄儀附近有大的磁場強度 (如 MRI 所產生) 或振動，會破壞影像及引起假象 (artifact)，應加以隔離保護之。

作者：李鴻堯先生現任浦開股份有限公司副理。

蓋革計數器

Geiger-Muller Counter

關鍵字：蓋革計數器、湯氏突崩

Keywords：Geiger-Muller counter, avalanche

一、基本原理

游離輻射是自然界現象之一，無味、無嗅、看不到、摸不著，非為人類感覺器官所偵測，但科學家利用儀器偵測游離輻射，進而了解輻射定性定量、了解游離輻射，提供游離輻射在工業、醫學、農業及各領域的實際應用，並在輻射防護安全的目的上提供操作者合理可達 (ALARA) 的輻射曝露，偵測的方法大約有三種。

1. 充氣式偵檢器：如本文所提之蓋革計數器。
2. 閃爍偵檢器：如有機晶體、液體閃爍偵檢器。
3. 半導體偵檢器：如高純鍺、矽鋰等偵檢器。

利用游離輻射對氣體產生的游離子，在傳導游離之電子、經放大處理後，利用電脈衝，或電流方式輸出，由計算器讀出。

1. 工作原理

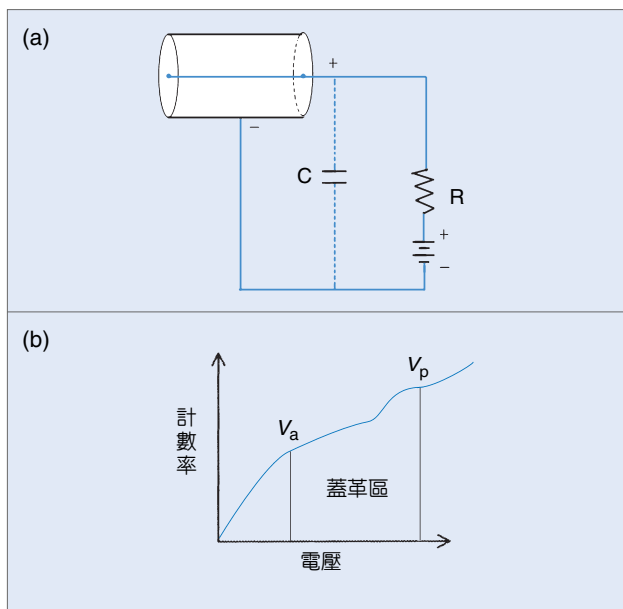


圖 1. 充氣式偵檢器之 (a) 工作原理，(b) 計數率與電壓對數圖。

充氣式偵檢器 (如圖 1(a)) 一個封密的金屬容器，中間金屬細絲，一般接高壓正電，並與筒壁絕緣，而筒壁接地，密封筒中充滿鈍氣，如氖氣和氬氣。圖 1(a) 當放射線進入筒中時，會使氣體因游離作用而產生離子對，正離子為被剝去電子的原子，負離子則為脫離原子的自由電子。 γ 及 χ 兩種放射線無法直接產生游離作用，主要是靠其與管壁物質及筒內計數氣體原子產生光電效應、康普吞效應及成對發生等三種作用而放出自由電子，其後再由此自由電子造成游離。由入射輻射造成的游離稱為一次游離，如果所加的電壓夠高，一次游離所產生的正負離子或自由電子往往具有足夠的能量再造成游離，此種游離稱為二次游離。二次游離所造成的正負離子亦有可能再造成游離，此種連續性的過程稱為湯氏突崩。

2. 工作電壓

充氣式偵檢器特別要注意的是工作電壓，當電壓超過此一起始電壓 V_a (如圖 1(b) 所示)，則自儀器輸出之脈衝與引起此脈衝之游離事件的大小無關。因此一個重的 α 粒子與一個輕的 β 粒子在通過計數器時，將產生同樣大小的脈衝。脈衝的真正大小乃依外加電壓而定，隨著外加電壓的增加而增加。在蓋革區放大倍數約可達到一百萬倍。因為有如此巨大的放大增益，所以蓋革計數器能偵測到游離腔所無法偵測到的個別脈衝。因此蓋革計數器對單一光子能夠產生反應，因而可用來偵測單一 β 粒子或單一的 α 粒子，及單一原子的衰變。如果外加電壓超過蓋革區的上限，則管內氣體會連續放電，產生二次放電。

蓋革計數器僅在陰極與陽極間施以正確之電壓時才會正常地工作。正確的工作點可以如此找出：將計數器放在離射源一定距離處，然後觀察當外加

於計數器之電壓逐漸增加時，計數率的變化情形。在某一電壓時，其範圍約為 600 伏特至 1500 伏特，蓋革計數器將開始計數。計數率將迅速增加，而到達平頂區 (plateau region) 又緩慢下來，如圖 1(b) 中 V_a 所示。在平頂區，計數率幾乎與外加電壓無關。平頂區有一微小的斜率，每 100 伏特約 5 %。平頂區通常為 150 伏特至 200 伏特，而工作點即定在平線區之中點，其電壓為如圖 1(b) 中的 V_p 。雖然計數率與外加電壓無關，輸出脈衝之大小卻與電壓有關，隨著電壓之增加而增加。

3. 簡略線路圖

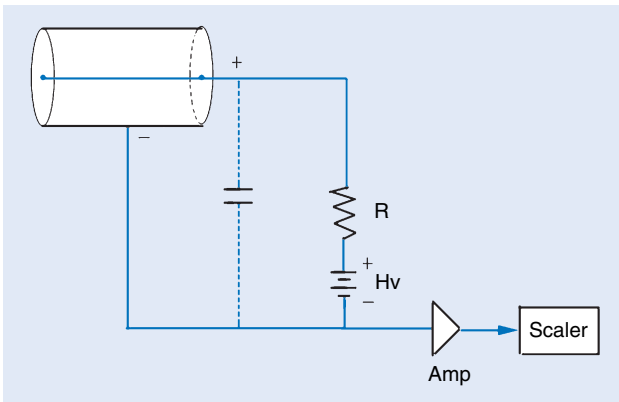


圖 2. 蓋革計數器線路圖。

圖 2 為蓋革計數器的簡略線路圖。蓋革計數器的陽極電阻連接到高壓上。當蓋革管內有一游離事件時，電流流過而產生一個迅速的電位降，而以負

脈衝顯現出來。此脈衝經由一個微小高壓電容器通到陰極管的柵極上，而在陰極管之陰極上呈現一負的輸出脈衝。此輸出脈衝經由一鑑別器 (discriminator) 與脈衝整形線路 (pulse shaping circuits)。鑑別器用以排斥小於某一數值大小的脈衝，而脈衝整形器則用來使所有脈衝均變成相同形狀，不管它們原來的大小如何。然後將這些相同形狀的脈衝導入倍進器 (scaler) 或計數器 (count rate meter)。我們就可量測出輻射劑量大小。

二、用途

蓋格計數器的主要功能在於度量 γ 及 χ 輻射曝露，如做成薄窗型的充氣偵檢器可以度量到 α 及 β 輻射曝露。蓋格計數器偵測輻射曝露最大測讀值為 0.2–30 mr/hr 或 800–80000 count/min，故在高計測值或高曝露下反應較不穩定，但在正常使用下反應速度快、輕便，且較其他偵測器耐潮耐溫度的變化，適宜做成攜帶型偵測器。

參考文獻

1. 核子醫學基礎科學繼續教育, 台北: 核醫學會 (1995).
2. 游離輻射防護彙編, 台北: 原委會 (1989).
3. Donald R., *Nuclear medicine Technology and Techiques* (1989).
4. M. E. J. Young, *Radiological Physics*, 2nd ed. (1967).
5. 盧永坤等編譯, 保健物理學, 台北 (1986).

作者：詹英傑先生為私立元培醫專放射技術科畢業，現任國立台灣大學附設醫院核子醫學部技正。

腦電位錄製儀

Electroencephalograph (EEG) Recorder

關鍵字：腦電位、腦電圖、病變源定位

Keywords：electroencephalograph, brain potential mapping, (focal) source localization

一、基本原理

1. 腦電位簡介

腦電位 (electroencephalograph, EEG) 主要係指大腦皮質層之自發性 (spontaneous) 腦部電活動。大腦皮質層之電位活動主要來自於 EPSPs (excitatory postsynaptic potentials) 和 IPSPs (inhibitory postsynaptic potentials) 的綜合。一般 EEG 之錄製可分為侵入式 (invasive) 和非侵入式 (non-invasive) 之錄製，二者所採用之錄製探針不同，同時所錄得之電位特性亦有相當大的差異。如 1 圖所示 (採自參考文獻 2 之 Figure 1.6)。

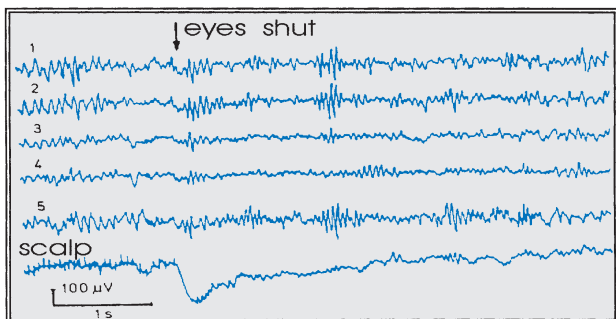


圖 1. 侵入式與非侵入式錄製之 EEG。

其中之上面五個訊號係由 subdural electrodes 直接錄得大腦皮質層之腦電圖，最下面之腦電圖則錄自頭皮層 (非侵入式)；非侵入錄製法較簡便、不易感染發炎、易為受測者接受，但所得到之 EEG，係經過頭蓋骨及頭皮層之 (1) 平均、衰減，(2) 濾波效應，同時肌電波之干擾亦不可避免。如圖 1 中，眼睛眨動嚴重影響到 scalp EEG，而硬膜下錄製法 (subdural recordings) 不受其干擾。同時 scalp EEG 亦呈現出較低振幅、低頻現象，然而只要掌握先決要件，scalp EEG 在臨床醫學及基礎理論醫學上，近數十年來已成為重要之應用、參考工具以及進一步研究之重點。scalp EEG 之振幅大小

約略在 10–50 μV ，一般臨床上主要觀測之頻段低於 30 Hz，在特殊情形下亦可能探討至 70 Hz 之頻率範圍。以下之敘述主要針對非侵入式之 EEG 錄製系統。

2. EEG 錄製電極之安置陣列

EEG 之重要應用之一為解決 (病變源) 定位問題，依據假定之腦電位發生機構模式，對測得之多頻道腦電位進行分析，來推測可能之病變源。因應不同之問題，EEG 錄製電極接到放大器 (differential amplifier) 之二個輸入端時，通常有三種接線方式：雙極式 (bipolar) (所有 EEG 頻道並無共同參考點)，單極式 (unipolar) (所有 EEG 頻道有共同參考點，如 Cz)，以及平均式 (average-reference) (將所有錄製點之腦電位平均當成共同參考點，連接到所有 EEG 頻道之輸入端之一)。

二、結構示意圖

圖 2 所示為 EEG 錄製儀之整體架構之簡圖。各部分之功能及一般常用規格列於「三、儀器規格與特徵」。

三、儀器規格與特徵

1. 校正器 (calibrator)

功能：以一已知振幅和頻率之弦波，校正放大器之放大倍率和頻率響應特性。

規格：使用之校準正弦波 (sine wave) 可由 EEG 錄製儀內部產生或外加的方式。

2. 阻抗檢測器 (impedance checker)

功能：檢測 EEG 電極之阻抗。

規格：一般要求 EEG 電極阻抗不超過 5 k Ω 。

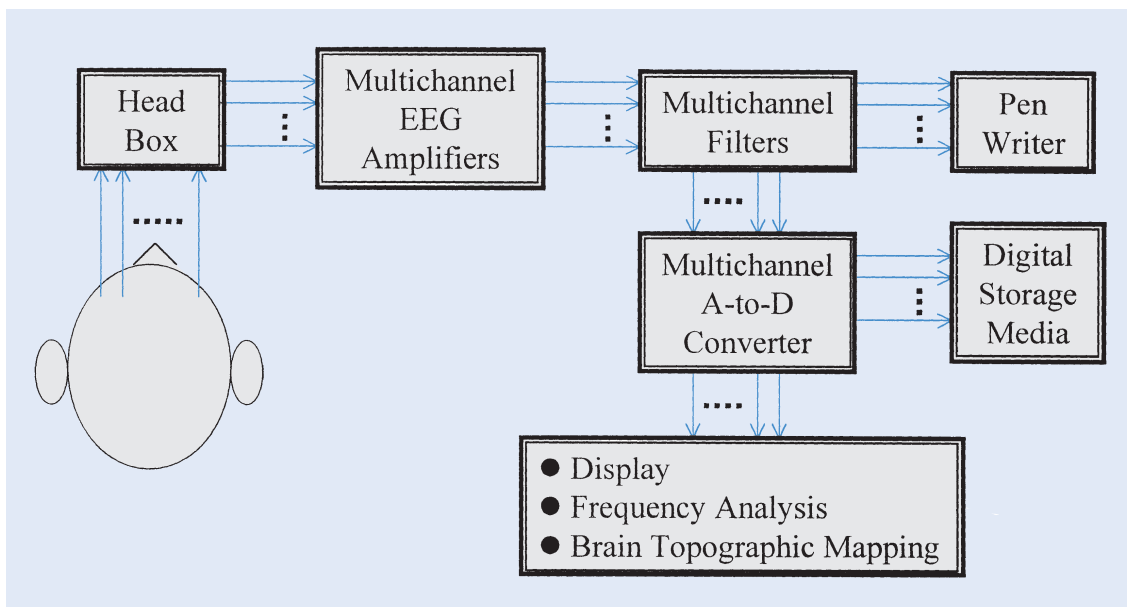


圖2. EEG 錄製儀簡圖。

3. 測量頭架 (head box)

功能：置於靠近受測者附近，EEG 電極直接插入，其輸出訊號以排線方式，整體傳送至 EEG 放大器。

規格：通常有提供初級放大功能，其倍率隨不同儀器而異 (NeuroScan 用 30 倍)。

4. 多頻道放大器 (multichannel EEG amplifiers)

功能：訊號放大

規格：(NeuroScan) $\times 2500$ 倍率可達到 $0.033 \mu\text{V/bit}$ (16 bits AD converter)；輸入端之阻抗必須夠大 ($> 1 \text{ M}\Omega$)。

5. 多頻道濾波器 (multichannel filters)

功能：雜訊 (包括電源線、儀器、其他生理訊號等) 之濾波處理。

規格：常用之設定為 DC (or 0.1)~30 Hz 或 DC (or 0.1)~70 Hz，通常再加入 60 Hz notch 濾波器，必須配合取樣頻率 (sampling rate)。

6. 多頻道類比數位轉換器 (multichannel A-to-D converter)

功能：將放大後之 EEG 訊號轉換為數位訊號，傳輸到數位電腦。

規格：常用之設定如取樣頻率為 200 Hz，振幅量化解析度 (quantization) 為 12 或 16 bits。

四、應用與用途

自發性腦電位之詮釋與判斷，一般係依據三個資訊：(1) EEG 波形之時序特徵，(2) 空間特徵：腦電位分佈圖 (brain potential mapping)，和 (3) 受測者之臨床徵狀。在臨床應用上，EEG 對於以下病症之瞭解與診斷提供一輔助參考：多種不同之癲癇症 (epilepsy)、腦瘤 (tumor)、癡呆症 (dementia)、精神疾病、失眠症、偏頭痛 (migraine)、幼兒期之語言或行為異常、頭部碰撞所造成之大腦損害等各種腦病變。除此之外，EEG 亦用於判斷藥劑用量之適度與否，諸如麻醉劑、鎮靜劑或安眠藥等。

參考文獻

1. C. M. Epstein and M. R. Andriola, *Introduction to EEG and Evoked Potentials*, Philadelphia: J. B. Lippincott Co., Chapter 8 (1983).
2. R. Cooper, J. W. Osselson, and J. C. Shaw, *EEG Technology*, London: Butterworths, Chapter 8 (1980).

作者：羅佩禎女士為美國佛羅里達大學電機博士，現任國立交通大學電機與控制工程學系副教授。

誘導電位裝置及刺激器

Event-Related Potential (ERP) : Recorder and Stimulator

關鍵字：誘導電位、視覺誘導電位、聽覺誘導電位、身體感覺誘導電位、刺激器

Keywords： event-related potential (evoked potential), visual EP, brainstem auditory EP, somatosensory EP, stimulator

一、基本原理

誘導電位 (event-related potential (ERP) or evoked potential (EP)) 是神經系統受到外界的刺激，所引發腦部之電活動，誘導電位裝置即用於記錄此種電活動現象。誘導電位於現階段之臨床神經醫學中，用於監測神經系統之傳導通路是否正常；主要觀測項目包括視覺誘導電位 (visual EP, VEP)、聽覺誘導電位 (brainstem auditory EP, BAEP)，及身體感覺誘導電位 (somatosensory EP, SSEP)，因此其刺激器 (stimulator) 因應不同種類之誘導電位而設計。

相對於自發性腦部電活動 (electroencephalograph, EEG)，大部分誘導電位之振幅相當地小，如 BAEP，其振幅約為 EEG 的百分之一。就偵測誘導電位之目標而言，誘導電位是主訊號 (signal)，EEG 則是背景雜訊 (noise, background activity)。如何自背景雜訊中萃取誘導電位 (亦即提高 signal-to-noise ratio, SNR)，是整體 EP 記錄系統 (包含硬體與軟體) 的設計重點；臨床應用上，主要採用平均法 (averaging)；基礎研究上，諸如濾波 (filtering)、主成分分析 (PCA) 等方法，皆受到廣泛探討 (但甚少用於臨床領域)，此文主要介紹平均法。

平均法能提高 SNR，自背景雜訊中取得主訊號，是根據兩項假設：(1) 相同的刺激 (stimulus) 會產生相同的 EP，(2) 背景雜訊 (EEG) 是 random 的。平均法之原理簡述如下：每一次的刺激所誘發之暫態 EP，為一次反應 (sweep)。在固定之時間間隔下，給予 N 次之刺激，將誘發之 N 次反應平均而得到最後之 EP。如此，隨著平均次數之增加，誘導電位將越明確，繼而從背景雜訊中突顯出來；SNR 的提升倍率和平均次數的方根 (square root) 成正比。例如 100 次反應，將使背景雜訊大小降低 10 倍。

在不同誘導電位之錄製上，必須注意下列幾點：(1) 取樣頻率、一次反應之長度、刺激之次數，(2) 平均器校正 (calibration of averager)：例如以 $20 \mu\text{V}$ 之方波作為 EP 振幅校準以及進行波形平均之時間參考點，(3) 雜訊 (artifact)，尤其眼睛動作所引發之 EMG (肌電波)。

二、結構示意圖

誘導電位裝置主要根據數位微處理器而設計 (和 EEG 記錄儀器類似)，以符合其功能需求。數位微處理器主要進行整體記錄程序與螢幕顯示之操控；記錄程序操縱之重點包括：刺激器之控制並同步擷取誘發之暫態 EP、執行即時 (real-time) 數位平均法之運算；訊號擷取之裝置包括多頻道之訊號放大器 (multi-channel differential amplifiers)，以及類比至數位轉換器 (multi-channel analog-to-digital converters)。整體架構之簡圖如圖 1 所示。

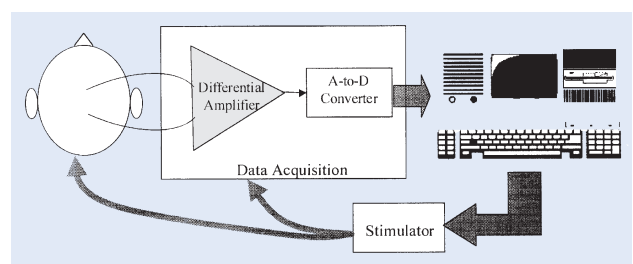


圖 1. 誘導電位裝置整體架構圖。

三、儀器規格與特徵

視覺誘導電位、聽覺誘導電位及身體感覺誘導電位不同種類刺激器的規格與錄製參數如表 1 所示。

四、應用與用途

誘導電位之詮釋與判斷，一般係依據三種法則：(1) 波形特徵，(2) 重要波形出現時間之延遲

表1. 因應不同種類之誘導電位而設計的刺激器。

	刺激器	記錄參數之設定	記錄電極位置
視覺誘導電位	種類：黑白棋盤(圖案反相)	取樣頻率：200 Hz	Oz-Cz or
	設備：電視螢幕為主	頻寬：1 - 100 Hz or 1 - 300 Hz	Oz-Fz
	規格：受測者之視野對應夾角 $<1^\circ$ ，亦即，若受測者距螢幕5'，則方格大小至少為1"正方格；一個螢幕至少有20個方格；黑白反相頻率0.5-4 Hz。	一次反應之記錄長度：256 msec 刺激次數：100	
聽覺誘導電位	種類：clicks 或窄頻音調之聲音	取樣頻率：10,000 Hz	耳葉 (ear lobes)
	設備：耳機	頻寬：wide open	乳突骨 (mastoid)
	規格：發聲頻率範圍10-30 clicks/sec	一次反應之記錄長度：25 msec 刺激次數：至少1000次	
身體感覺誘導電位	種類：電刺激手腕之正中神經 (median nerve)	取樣頻率：5,000 Hz	C3'-Fz
	設備：電刺激器；陰極置於手腕之正中神經，陽極置於手臂。	頻寬：wide open	C4'-Fz
	規格：電刺激之頻率可為1-5秒刺激一次；電刺激訊號為100-200 μ sec 之脈波。	一次反應之記錄長度：50 msec 平均刺激次數：1000	[註1] [註2]

註1：C3' 和 C4'：C3 和 C4 後側 2 cm 處。

註2：SSEP 記錄電極亦可安置於後背第二頸椎或 Erb 對側等處。

(latency)，和 (3) 重要波形之振幅大小。例如：重要波形消失或出現時間之延遲等，將考慮其可能為不正常之誘導電位。VEP、BAEP 和 SSEP 在臨床應用上，分述如下。

1. 視覺誘導電位

診斷視覺神經系統之傳導路徑是否正常，有助於視神經炎 (optic neuritis) 和多發性硬化症 (multiple sclerosis) 之偵測；造成不正常之 VEP (延遲) 的病因有很多種，諸如：Friedreich 氏遺傳性運動失調、家族的痙攣性下肢輕癱、類肉瘤病 (sarcoidosis)、腦積水、巴金森氏病、青光眼等等。

2. 聽覺誘導電位

非侵入式偵測聽覺神經瘤 (前庭神經鞘瘤，vestibular schwannoma) 的最好方法，與 VEP 之配合，有助於多發性硬化症 (multiple sclerosis) 之偵

測，有助於定義腦幹 (brain stem) 之構造型損害 (structural lesion)，例如腦幹神經膠瘤 (brainstem glioma) 患者的 BAEP 多半呈現不正常。

3. 身體感覺誘導電位

對神經變性病 (neuropathy) 症者，測量周邊神經纖維之傳入脈衝 (afferent impulses) 的速度，偵測器官、機能感覺是否喪失，診斷多種 (神經系統) 硬化症 (sclerosis)。

參考文獻

1. C. M. Epstein and M. R. Andriola, *Introduction to EEG and Evoked Potentials*, Philadelphia: J. B. Lippincott Co., Chapter 8 (1983).
2. R. Cooper, J. W. Osselton, and J. C. Shaw, *EEG Technology*, London: Butterworths, Chapter 8 (1980).

作者：羅佩禎女士美國佛羅里達大學電機博士，現任國立交通大學電機與控制工程學系副教授。

心電圖機

Electrocardiograph (ECG)

關鍵字：心電圖機、導程、電性安全、醫療儀器

Keywords： electrocardiograph (ECG), lead, electrical safety, instrumentation

一、基本原理

心電圖指的是在體表以電極量測到因心臟肌肉活動所產生的電氣活動訊號。根據文獻報導，早在十九世紀末已有人從狗的身上量得心電圖訊號（動物實驗）。而在二十世紀初，艾文斯頓 (Einthoven) 首次將之應用於人體的量測，並記錄下來，用於不同心臟異常症狀之診斷上。在此後將近百年的發展過程中，雖然因為科學技術的進步，造成許多重要的里程碑，但是艾氏當初所發展的觀念及分析理論，仍然沿用至今，例如導程 (lead) 的標示、電極的貼放位置及將心臟視為一個具有時變特性的雙極子而據以在體表作向量的投影分析等。

心電圖訊號之特性根據美國心臟學會 (American Heart Association, AHA) 所建議，振幅大小約為 1 mV、頻率範圍約為 0.05 Hz 至 150 Hz。訊號係記錄體表二電極間電位的差異而得，任意一組差動電壓之記錄，即是俗稱之導程。現今在臨床上所使用的 12 導程心電圖機，即是由貼置於體表不同位置的 10 個電極所組合運算而得到，分別為貼置於四肢的四個電極、胸腔上的六個電極，其中位於右腳的電極連接被當作參考電極，用以減少外界之電器干擾。根據艾氏定義的導程 I、II、III 分別為：

$$\begin{aligned} \text{I} &= V_{LA} - V_{RA} & \text{LA: 左手} \\ \text{II} &= V_{LL} - V_{RA} & \text{RA: 右手} \\ \text{III} &= V_{LL} - V_{LA} & \text{LL: 左腳} \end{aligned}$$

三者恰為如圖 1 之艾氏三角形之三邊，同時滿足 $\text{II} = \text{I} + \text{III}$ 的向量運算。因其輸出視不同部位或方向，可能有正或負值的情形，故又稱為雙極式 (bipolar) 紀錄。

在經過三十年後，F. N. Wilson 提出將左、右手及左腳的電極導線經適當值的電阻 (約 5M 歐姆)

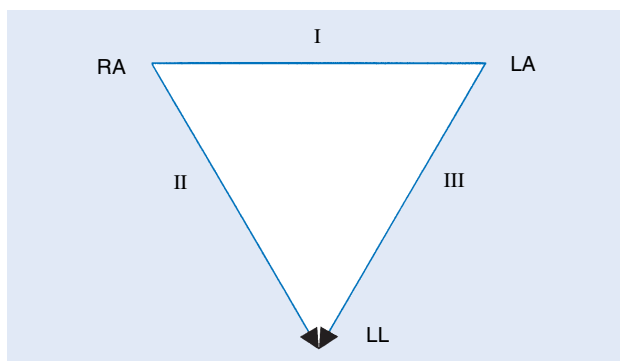


圖 1. 利用艾文斯頓三角形計算導程 I、II、III。

網路後作短路連接，使之形同這三個電位的平均電位，稱為威氏中間接點 (Wilson central terminal, WCT)，作為與各肢體電極或胸部電極差動量測時的參考點，是謂單極式 (unipolar) 紀錄，可經由下式得到 V_L 、 V_R 、 V_F 等三組導程。

$$\begin{aligned} V_L &= LA - WCT \\ V_R &= RA - WCT \\ V_F &= LF - WCT \end{aligned}$$

但是因為所接入的電阻可能會因並聯短路的效應，而降低訊號的幅度。經由等效電路的演算，可用適當的網路改進其訊號幅度的輸出達兩倍，故稱之為加強 (augmented) 導程，分別為 aV_L 、 aV_R 及 aV_F 三組導程。

將胸前電極輸出與 WCT 作插動量測，可紀錄到身體水平切面的六組導程，分別是 V_1 、 V_2 ... V_6 。如此構成傳統俗稱 12 導程心電圖機，亦即包括有 I、II、III、 aV_L 、 aV_R 、 aV_F 、 V_1 、 V_2 、 V_3 、 V_4 、 V_5 、 V_6 的訊號紀錄輸出。在時間軸上，任一導程所紀錄的訊號，代表的是自一個不同的角度觀察心臟電氣活動的情形，其典型波形如圖 2 所示，一般具有 P、QRS 及 T 波等特徵可據以進一步作定量分析波形的特性，而許多心臟方面的問題，可以藉由各部

分波形的振幅大小、極性、形狀、長短、額外波形的出現及心率的變化來作判斷，此外亦可提供心臟在胸腔中大小、形狀及方向的資訊。

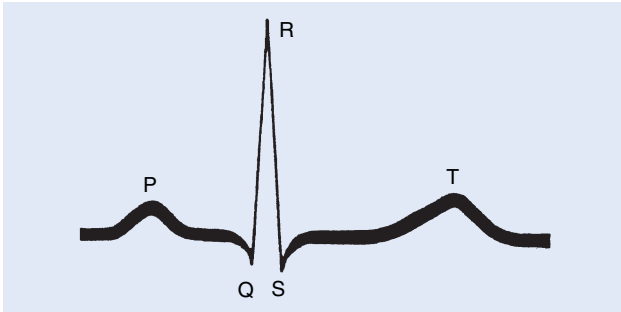


圖2. 心電圖波形。

二、結構示意圖

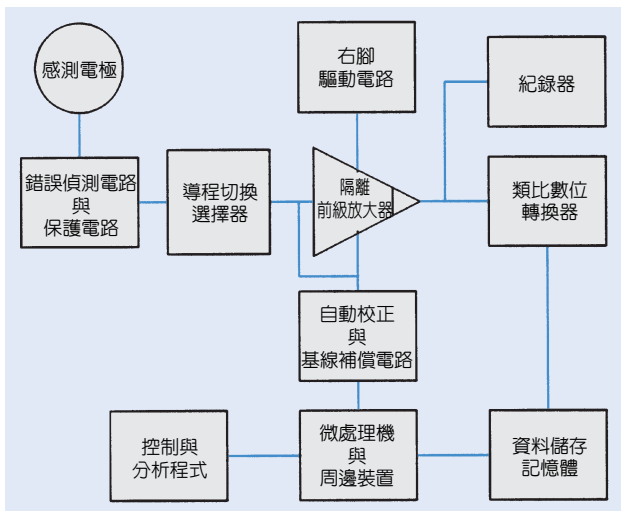


圖3. 心電圖機儀器功能方塊圖。

如上節所述，心電圖機主要以量測體表兩點之間的差動電壓值並記錄之為主，但在 60 年代以後，因為電腦的應用，使得心電圖機的功能與型式，由類比式步向數位式，更因數位演算法則的使用，使得自動判讀、診斷等高階功能，亦能獲得實現。儘管儀器的功能日趨複雜，外型日益縮小，但其基本架構仍大致可以圖 3 來表示。其方塊圖功能簡述如下：

1. 感測電極：一般以銀／氯化銀 (Ag/AgCl) 配合導電膠的使用，相關標準參見 AAMI-EC12。
2. 錯誤偵測與保護電路：用以防止因電極導程脫落或因去顫器等過電壓訊號而導致之錯誤警訊或機

件失效。

3. 導程切換選擇器：經由手動或自動切換選擇單一或一組導程，進行訊號放大及紀錄。
4. 隔離前級放大器：具有高輸入阻抗極高共模拒斥比之儀表放大器，用以放大微弱的體表電壓訊號。並經由隔離電路與主電源之 60 Hz 電流隔離，以保護量測訊號與受測者，免受雜訊與漏電流之影響。通常具有數個或連續可調整的增益 ($\times 5$ 、 $\times 10$ 、 $\times 20$)
5. 右腳驅動電路：經此電路與受測者的右腳連接，提供在受測者身體上的一個接地參考電位。
6. 自動校正與基線補償電路：提供一 1 mV 方波訊號，以進行系統校正及基線漂移的補償。
7. 記錄器：使用永久式的熱感式列表機或非永久式的螢幕、記憶裝置以顯示或紀錄 ECG 訊號。
8. 類比數位轉換器：以 10—12 位元之類比數位轉換器將經放大器後之訊號轉換成數位訊號，以利顯示、儲存、處理及傳輸。
9. 微處理機與周邊裝置：用以控制量測流程、資料儲存、紀錄顯示等心電圖機之所有功能，並可配合其周邊設備進行受測者資料之輸入、量測模式之選擇、資料之列印與傳輸等功能。
10. 資料儲存記憶體：用以儲存數位化後之有限時間裡的 ECG 訊號。
11. 控制與分析程式：用以初步輔助判讀 ECG 訊號的演算法。

三、儀器規格與特徵

雖然心電圖機的技術已經相當成熟，且在電性安全方面已有完善的規範可以遵循 (AAMI-ES1, IEC601-2-25) 但各家製造廠的心電圖機仍有不同的訴求，諸如單一或多頻道紀錄、人機介面之設計、通訊介面的設計等。但其一般特性通常皆能符合下列各項：導程切換 (自動或手動)、靈敏度 (2.5、5、10、20 mm/mV)、頻寬 (0.05—200 Hz)、濾波器 (Notch 及 EMG)、輸入阻抗 ($>100 \text{ M}\Omega$)、共模拒斥比 ($>100 \text{ dB}$)、導程脫落警示、紀錄紙速度 (5、12.5、25、50 mm/sec)、波形顯示、儲存、分析與傳輸、去顫器過電壓保護等，而每一單元的價格則與其配件有關，由 3 千至 8 千美元不等。

四、應用與用途

如前節所述，心電圖機的發展已有近百年的歷史，它成功的對人體重要器官之一的心臟，提供一種快捷、方便的非侵入式診斷方法，對於心臟疾病的防治具有不可抹滅的地位。隨著軟、硬體的進步，心電圖機的應用除了傳統心電圖的量測與分析判讀外，也有許多新的發展與應用，例如，運動心電圖、多電極系統、移動式心電圖機、生理監視器及高解析度心電圖機等。另外單一頻道的模組，在臨床上的應用，也常配合其他量測儀器使用，以利用 ECG 訊號的 QRS 波群作為同步觸動訊號，例如，心臟超音波、磁核共振斷層掃描的特殊量測模式。

參考文獻

1. *Anonymous*, AAMI EC11R (1991).
2. *Anonymous*, AAMI ES1 (1991).
3. *Anonymous*, IEC 601-2-25 (1993).
4. J. G. Webster, *Medical Instrumentation Application and Design*, 2nd ed. Boston: Houghton Mifflin, 288 (1992).
5. J. D. Bronzino, *The Biomedical Engineering Handbook*, CRC Press (1995).
6. *Anonymous*, ECRI, HPCS (1995).
7. 高材, 心電圖、心臟監視設備儀器構造原理, 吉仁新醫股份有限公司 (1988).

作者：林啟萬先生為 Case Western Reserve 大學醫學工程博士，現任國立台灣大學醫學院醫學工程研究中心副研究員兼任副教授。
吳造中先生為國立台灣大學臨床醫學研究所醫學博士，現任國立台灣大學醫學院附設醫院主治醫師兼任助理教授。

生理監視器 (床邊監視器)

Physiologic Monitor (Bedside Monitor)

關鍵字：生理監視器、床邊監視器

Keywords： physiologic monitor, bedside monitor

一、基本原理

生理監視器 (physiologic monitor 或 bedside monitor) 為病患生理參數之整合應用儀器。在早期各種生理參數的測量監視大都做成獨立儀器，隨著電子資訊、材料科技的進步，逐漸發展出模組式生理監視器。

模組式生理監視器其生理參數模組 (physiologic parameter module) 隨各廠商設計之不同而有異，但其生理參數取得之方法則大同小異。針對臨床上，為擷取不同的生理參數值而設計出不同的感測導線 (sensor)；其感測導線可分為侵入式 (invasive) 及非侵入式 (noninvasive)，並配合光學 (測 ETCO_2 、 SpO_2 、 SvO_2)、電位 (測 ECG、HR、Resp、 tcpO_2 、 tcpCO_2)、壓力 (測 NIBP、IBP) 及溫度 (測 Temp、C.O.) 等物理量的改變，而即時 (real time) 測得連續、準確的生理參數值，經適當之警示 (alarm) 值設定，可供醫護人員作即時處置，以達其監視病患生理狀況的功能。以下就常用的生理參數 ECG、Resp、HR、IBP、NIBP、 ETCO_2 、 SpO_2 、 SvO_2 、Temp、C.O.、 tcpO_2 、 tcpCO_2 之原理分述如下。

1. 心電圖 (ECG)

在生理學上，人體為一容積導體。心臟由竇房結 (SA-node) 自發性產生去極化，經房室結 (AV-node) 到希氏束 (hisbund) 傳到心肌細胞，如此周而復始。整個過程隨時間的不同，心肌細胞各點的電位分佈將有所改變。心電圖即是以貼於胸表皮膚之電極獲取連續心臟電位變化之資料。

2. 呼吸 (Resp)

在 ICU 病患的監視中，呼吸是一重要的生理參數。尤其對新生兒 (neonate) 而言。其測量方法是藉由 ECG 之電極，在兩電極間採用遠離 ECG 頻

率 (如 39 kHz) 之載頻調變技術 (carrier frequency modulation)，使通過皮膚上的微小電流 ($< 500 \text{ nA}$) 隨呼吸運動而產生路徑阻抗之改變，再透過電極將阻抗之改變轉換成電壓信號送入放大器，以取得呼吸波形及呼吸頻率 (RR)。

3. 心跳速率 (HR)

當原始的 ECG 信號被取得後，其 QRS 波之振幅將大於 P 波及 T 波甚多，故以 QRS 波計算 HR。唯病患因心臟疾病導致 T 波過大或 QRS 波過小，將造成雙倍計算 (double count)，使 HR 變快；故需設計手動位準調整鈕 (manual level line) 以方便醫護人員做適當處置 (一般使用時均在自動狀態)。

4. 溫度 (Temp)

溫度的測量是以熱敏 (thermistor 或熱耦) 電阻，其電阻值會隨溫度改變而改變的特性。此熱敏電阻在感測線 (sensor probe) 前端：將其置於欲測溫度處 (如體表、肛溫或作 C.O. 時置於心臟內)，通以一固定微小電流 (以 nA 計)，偵測探針兩端之電壓信號變化，即可測得該處溫度值。

5. 血壓 (BP)

血壓可分為侵入式血壓 (invasive blood pressure, IBP) 與非侵入式血壓 (noninvasive blood pressure, NIBP) 兩種。

(1) 侵入式血壓 (IBP)

此方式為血壓轉換器 (blood pressure transducer) 連接一充滿溶液 (生理食鹽水混合、抗凝血劑) 之導管，插入體內到欲測量處 (動脈、靜脈或右心房等) 測量該處血流壓力，其原理為欲測量處血管內血液移動的壓力 (主要隨心臟收縮、舒張而改變)

透過導管內溶液傳導至血壓轉換器上，轉換成電信號後，送入 IBP 模組電路予以放大、處理，再將血壓波形及血壓數值（收縮壓、舒張壓、平均壓）顯示於主機螢幕上。

(2) 非侵入血壓 (NIBP)

NIBP 測量方法很多，然一般在生理監視器上所使用的方法為振盪式 (oscillometric) 測量，以取其方便操作及較不受環境噪音干擾的特性。故此處所介紹的 NIBP 即為振盪式。其方法為在手臂上（左手、右手或大腿上）套上壓脈帶 (cuff) 充氣至足以阻斷動脈血流的壓力後（一般約超過收縮壓 30 mmHg），此時開始逐步將壓脈帶內的氣放出減壓，讓血流通過。當血流隨脈搏起伏時，血管壓力改變會傳至壓脈帶內，此壓脈帶內氣壓經一管路 (hose) 傳至 NIBP 模組內之壓力感測器上。當壓脈帶內壓力逐步下降等，動脈血流脈衝壓會與壓脈帶起共振效果，此效果在壓脈帶壓力接近平均動脈壓 (mean arterial pressure, MAP) 時振幅最大，而後又逐步變小，直到壓脈帶內壓力低於舒張壓以下為止。

在最大振幅處所得的壓力為 MAP，再由 MAP 值去計算收縮壓與舒張壓值。

6. 動脈血氧飽和濃度 (SpO₂)

SpO₂ 為一連續性非侵入式的生理參數測量。其方法是以兩單波長的光 (emitter)（一為紅光 (650 或 660 nm)，一為紅外線 (930 或 940 nm)）穿透過手指、腳指或耳朵等部位的皮膚及組織，利用血液中含氧血紅素 (oxyhemoglobin, HbO₂) 與非含氧血紅素 (deoxyhemoglobin, Hb)，對兩種波長的光有不同的吸收程度，使發射器 (emitter) 發射的強度會有不同的損失。在對側放置接收器 (receiver)，接收器會將其差異轉換成電信號，送至 SpO₂ 模組電路予以放大運算而得一數值。

$$SpO_2 = (HbO_2) / (HbO_2 + Hb + Others) \times 100 \%$$

此值可對照表格（依廠牌而定）轉換成血液氣體 (blood gas) 中 O₂ 的參考濃度。不需抽血，且可連續性、即時性的取得該參數（此點在新生兒 ICU 及手術室相當重要）。

7. 心輸出量 (C.O.)

在生理監視器上用的 C.O.，大部分以熱稀釋 (thermodilution) 方式測得。其方法為將導管置於心臟內，該導管在右心房 (RA) 處有注射孔，注入少量冰水（已知溫度及數量）與血液混合。經血液循環至肺動脈 (PA)，在 PA 端有一溫度感測器測量血液溫度之變化，其結果顯示在螢幕上為一鈴形 (bell-shaped) 的曲線圖（Y 軸為溫度變化 (ΔT)，X 軸為時間）。以積分方式計算鈴形曲線下的面積，此即為一般計算 C.O. 的方式。

8. 末潮值二氧化碳濃度 (ETCO₂)

此方法為呼吸氣路上置放一光感測器，偵測呼出氣體內 CO₂ 的濃度。感測器係應用 CO₂ 對紅外線具吸收特性。在氣路上置一帶濾鏡視窗，其一側置放紅外線（約 840 nm）發射器，另一側置放接收器，當呼出氣體通過視窗時，發射器發射出的紅外線被氣體中的 CO₂ 吸收一部分，剩餘的則投射至接收器上，接收器將信號變化送至 ETCO₂ 模組電路處理後，再送入主機顯示數值及波形（註 1）。

9. 經皮氧分壓 (tcpO₂) 與經皮二氧化碳分壓 (tcpCO₂)

主要用於新生兒以非侵入方式來評估其體內血液中氧與二氧化碳分壓，在某些情況下可用來代替週期性動脈穿刺取血以進行血液氣體分析，可減少成本及危險。血液中氧及二氧化碳經皮膚擴散至放置於皮膚表面加熱感測器中的半透膜，再選擇性進入感測器的腔室 (chamber)，並用化學方法來量測其分壓值。

二、結構示意圖

生理監視器隨不同的廠牌而有不同設計。主要將測得之各生理信號經各生理參數模組作前置放大處理再轉成數位化後，送至模組介面再由 CPU、memory 控制、運算後，將其波形及數值顯示在螢幕，同時判斷是否要警示，以利醫護人員看護病患，亦可將其生理參數值及圖形透過系統介面傳至中央生理監視器、醫師辦公室電腦、印表機或記錄器等（請參見圖 1）。

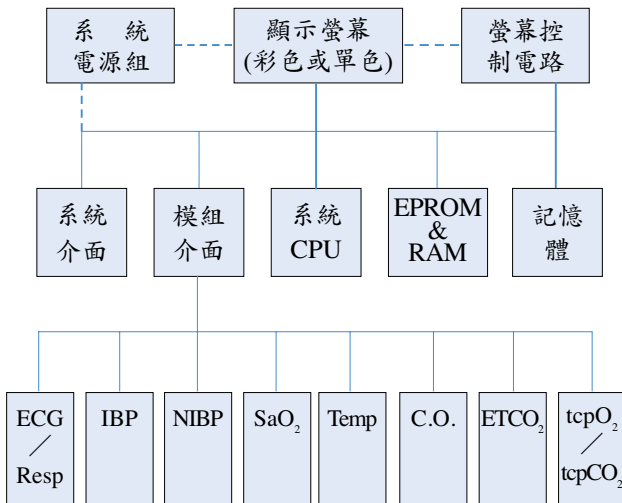


圖1.生理監視器結構示意圖。

三、儀器規格與特徵

生理監視器除測量多種生理參數值之外，對其準確性、即時性、穩定性、可靠性及安全性也相當重要。尤其在安全性是相當被重視的，因為生理監

表1.生理監視器的儀器規格。

參數	測量方法	測量範圍	備註
ECG	電位差	0.05—130 Hz	1. 頻寬分診斷及過濾級 2. 分大人、小孩及新生兒 3. 有 ST 及心律不整時之警示 4. 有 1 mV cal 5. 有 pace pulse 偵測 6. 有 ECG output
Resp	阻抗變化	0—180 rpm	若與 ETCO ₂ 同時使用，則以 ETCO ₂ 測得之 Resp 為主
HR	ECG 之 QRS wave	15—350 bpm	亦可由血壓波形測得
IBP	壓力變化 (strain gauge)	—40—360 mmHg	1. 具有對大氣作零點校正功能 (zero cal.) 2. 有 analog output
NIBP	振盪法 (oscillometric)	收縮壓：30—270 mmHg 舒張壓：10—245 mmHg 平均壓：20—255 mmHg	1. 分大人、小孩、新生兒 2. 最大充氣壓 < 330 mmHg，且有 over pressure 之保護裝置
SpO ₂	光學	0—100 %	1. 在 80—100 % 誤差較小 2. 可同時測脈搏波形 (pleth)
C.O.	溫度	0.1—20.0 L/min	
ETCO ₂	光學	—4—150 mmHg	
Temp	電阻改變	—1—45 °C	

視器多用於重症病患之照護，有些參數之測量屬於侵入式，稍一不慎就可能造成致命的危險。故在主機及模組上有隔離及防電擊等保護設計。

在穩定性上，因生理監視器需長時間開機，24 小時連續使用數天甚至數週都有，故穩定性亦相當重要。其他特徵尚有警示 (alarm) 功能及趨勢 (trend 或 history) 的功能，此為監視器輔助有限人力的重要功能。有些機型尚有提供二導程腦波圖 (2-lead EEG)、吸入氧氣濃度比率 (FiO₂) 等模組來選用，另使用在手術室之生理監視器可具有麻醉氣體監視功能。至於儀器規格部分請參見表 1，該表所列屬一般性之生理參數規格。

四、應用與用途

生理監視器之用途在於 (1) 警示值的設定，可即時提醒醫護人員，病患狀況之改變而予以必要的處置。(2) 趨勢圖 (trend) 的顯示，可幫助醫護人員了解病患在過去一段時間的病程，以便判斷病患是

否已恢復可轉入普通病房 (winning)。

目前生理監視器有兩種型式。一為模組式，一為固定架構式。固定架構式目前配備多為 ECG、NIBP、SaO₂ 三種基本參數，可擴充其他參數 (依廠牌不同及使用的需求而定)。唯其擴充的動作需由原廠授權之工程師執行，較為不便。且其顯示螢幕較小並多為單色 (隨彩色 LCD 及 TFT 螢幕之推出，亦有彩色固定架構式)，因此常配置在病情較為單純穩定的病房內。模組式生理監視器因具有可隨病患情況任意配置生理參數模組的特性，且螢幕大，顯示資訊較多，故在大型醫院加護病房 (ICU) 內為主流。

隨著電子資訊技術的進步及生理參數測量技術的成熟，在加護病房 (ICU) 有限空間內將病患的生理參數及相關檢查資料整合成可同時顯示在一螢幕變為可行。如 SvO₂ 中央靜脈血氧飽和濃度的模組化，ETCO₂、EEG (腦波圖)、EMG (肌電圖) 等，而生化檢查中血氧濃度 (blood gas) 亦已模組化 (正在上市中) 及麻醉氣體濃度 (agen) 也已做成模組式。

五、儀器使用安全注意事項

使用生理監視器所發生的問題大都是有關於使用者之操作不熟悉或疏忽等因素，如電極準備或黏貼不良、不依照標準作業程序使用等。新生兒使用 tcpO₂ 與 tcpCO₂ 量測，因其使用加熱感測器，需定

期性地更換電極黏貼位置，避免灼傷與皮膚過敏。電線及導程線反應定期目視檢查是否絕緣破損或斷接，避免漏電或雜訊干擾。警示值不設定或錯誤設定、警示音關掉、參數量測值不準或漏失、電磁雜訊干擾都是應隨時要注意和警惕的問題。在新生兒監視器，除了使用阻抗描記技術來判斷其是否有呼吸停止 (apnea) 現象外，亦應加上有 HR 警示功能以確保安全。

附註

1. 當使用 ETCO₂ 時，RR 的數值以 ETCO₂ 測得的為主。

參考文獻

1. ECRI, *Physiologic Monitoring Systems, Acute Care, Neonatal, ECG monitors* (1996).
2. *Medical Electronics* (MDE), Patient Monitors, October (1996).
3. *HP Service manual* (HP Component Monitoring System Functional Description Section Edition 4).
4. Ohmeda Pulse Oximeter 3700 Operation and Maintenance Manual.
5. AAMI (NIBP)SP10.
6. *Cardiovascular Devices and Their Applications*
7. 醫療儀器設備 II, 吉仁新醫股份有限公司.

作者：楊秋宏先生現任於國立台灣大學附設醫院醫學工程室。

肌電圖儀

Electromyograph Machine (EMG)

關鍵字：肌電圖、運動單元動作電位

Keywords： electromyograph, motor unit action potential

一、基本原理

人類肢體運動仰賴完整之神經、肌肉、骨骼系統的相互協調，由肌肉纖維收縮提供運動之動力，其過程為中樞神經系統上運動神經元產生神經衝動刺激脊髓前角的下運動神經元 (α motoneuron)，活化訊息再經其軸突 (axon) 傳入神經肌肉接合處，使軸突末梢神經傳導物質乙醯膽鹼 (acetylcholine) 釋放，肌纖維上的受器 (receptor) 接受乙醯膽鹼，使細胞內外離子通透性改變進而產生去極化 (depolarization)，引發肌細胞之動作電位 (action potential) 同時肌纖維收縮，在收縮結束後因肌纖維細胞膜上主動運輸作用回復靜止膜電位，為單一肌纖維收縮電氣活動的生理機轉；但一個下運動神經元是支配一群肌纖維，其單一神經刺激會引進此群肌纖維收縮，所以此構造是肌肉中最小的功能性收縮單位，稱為運動單元 (motor unit)，總合單一運動單元所有肌纖維動作電位稱為「運動單元動作電位」 (motor unit action potential)。如圖 1 所示， $h_n(t)$ 視為運動單元轉移函數，系統輸入神經刺激而輸出運動單元動作電位，一般而言綜合肌電訊號 (electromyographic interference pattern) 為同時記錄到許多重疊的運動單元動作電位，記錄此種肌肉組織之電氣特性或活化時序的工具，稱為肌電圖儀 (electromyographic (EMG) machine)。

以肌電訊號產生方式可區分為肌肉之自主性隨意收縮 (voluntary contractions)，及外部電刺激收縮 (stimulated contractions)，前者肌肉收縮命令是由個案之中樞神經系統隨其意志控制，由訊號的產生了解肌肉的活化時序 (recruitment)，以單一運動單元動作電位訊號特性，觀察其運動單元結構或測量肌纖維傳導速率，而電刺激肌電圖則主要由電流刺激神經，引發肌肉收縮產生複合肌肉動作電位 (compound muscle action potential)，可用以評估感

覺或運動神經系統與肌肉系統間相關的生理變化。

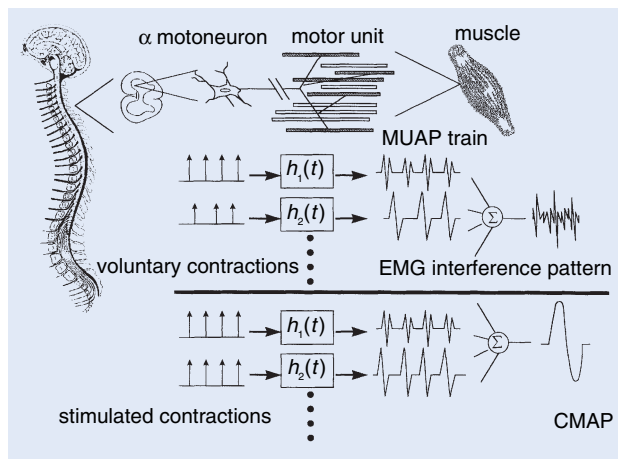


圖 1. 肌電訊號產生示意圖，包括解剖生理構造及系統模型。

二、結構示意圖

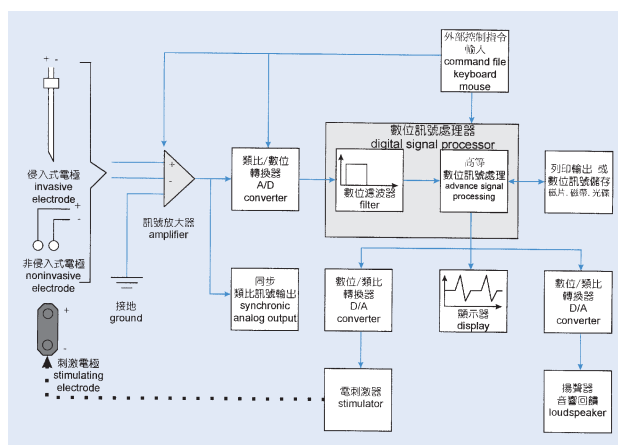


圖 2. 肌電圖記錄分析儀系統組成裝置圖。

現今商業化的肌電圖儀多以個人電腦為基礎搭配即時訊號處理系統，使用者可以依其需求更改其組態，使用彈性較高。圖 2 為一典型肌電圖儀的系統方塊圖，操作者依其目的使用不同之量測電極，

先將系統電力及參考電極接地，以確保受測者電氣安全及降低雜訊干擾，視輸入訊號狀況調整輸入增益及設定濾波器頻寬，取得的訊號可顯示於螢幕，提供視覺刺激、回饋或即時處理，得到使用者想觀察的參數；也可將輸入肌電訊號使用電位觸發方式轉換為聲音訊號，提供聽覺刺激及回饋。除了個案肌肉自主隨意收縮外，也可使用外部電刺激的方法獲得相關神經肌電參數，對於檢測結果能選擇書面報告列印輸出，或以電腦檔案儲存，相對地增加系統操作的簡易度，減少使用者負擔。一般商用肌電圖儀皆提供套裝軟體，經由螢幕選單方式或鍵盤輸入方式選取，對臨床常規檢查很方便，但對深入的研究卻是一種限制，所以一般儀器會提供同步類比訊號輸出，使用者可獲得原始未經處理之訊號作離線的研究分析。

三、儀器規格與特徵

肌電圖儀如同一般生理訊號放大器所需規格如下：(1) 輸入阻抗大於 $10^{12} \Omega$ ，(2) 輸入電容小於 5 pF，(3) 共模拒斥比 (common mode rejection ratio, CMRR) 宜高於 100 dB，(4) 輸入偏電流應小於 50 pA，(5) 雜訊宜小於 $5 \mu V$ 。但較特殊的是肌電圖通常得依使用之肌電電極 (EMG electrode) 及臨床上量測方法不同，而設定適當的增益及頻寬等，使得肌電訊號能大於 1V 輸出。一般而言，肌電電極依其量測方式可分為兩大類：侵入式針狀肌電電極 (invasive needle EMG electrode) 及表面肌電電極 (surface EMG electrode)，肌電電極特性及儀器規格如下。

1. 侵入式針狀電極 (invasive needle electrode)

侵入式針狀電極於使用時，記錄電極插入肌肉中，於肌纖維附近量測其去極化及再極化之動作電位，可對特定區域、深層或小肌肉作記錄，其優點是直接量測運動單元動作電位訊號，但也因量測範圍小，其訊號源也相對較小，因此需要較大的增益，而且因針狀電極插入位置不易控制，測量重覆性差，需經常反覆測量以求其平均值，因此容易造成患者組織受損、疼痛或感染的危險。操作人員需為醫師，電極使用維護成本較高，臨床常應用於神

經肌肉疾病的鑑別診斷及追蹤治療。以下依臨床使用頻率介紹常見之侵入式針狀電極：

- (1) 同軸電極 (concentric electrode)：以不鏽鋼、銀或白金做為量測電極，將其固定在不鏽鋼針管中做為軸心，與針管間隙填充絕緣物質，以其尖端斜向切面量測訊號，記錄面積為 0.07 mm^2 ，外圍不鏽鋼針管做參考電極，常用來量測單一運動單元動作電位。
- (2) 單極電極 (monopolar electrode)：以實心不鏽鋼針為基礎，其外包覆鐵弗龍等絕緣材料，留其尖端圓錐區域作為量測電極，記錄面積常介於 $0.56\text{--}0.8 \text{ mm}^2$ 之間，以皮膚表面的金屬或皮下電極做參考電極，以觀察運動單元動作電位。
- (3) 單纖維電極 (single fiber electrode)：在距不鏽鋼針管尖端 3 mm 的側面位置安置一半徑 $25 \mu\text{m}$ 的白金量測電極 (記錄面積 $500 \mu\text{m}^2$)，此設計是避免記錄到由針尖機械性刺激而引發的動作電位，因其極小的探測面積可記錄單一肌纖維動作電位，常用來研究神經肌肉接合處潛時震顫 (neuromuscular jitter) 及運動單元的肌纖維密度等。
- (4) 巨大電極 (macroEMG electrode)：與單纖維電極結合使用，使用與單纖維電極相同的結構，其探測電極是外側從尖端開始長 15 mm 裸露的不鏽鋼針管，記錄面積有 4 mm^2 ，其餘區域用絕緣材料鐵弗龍覆蓋，其在侵入式電極中有最大的記錄面積，用單纖維電極偵測的單一肌纖維動作電位去觸發平均 (trigger averaging) 巨大電極所記錄到的肌電訊號以獲得單一運動單元動作電位。
- (5) 單纖維多點電極 (single fiber multielectrode)：在同一個不鏽鋼針管中置入多個互相絕緣的單纖維電極，以其空間排列記錄上的差異對肌肉中記錄到的複雜肌電訊號做單一運動單元肌電訊號分離 (EMG decomposition)。
- (6) 線電極 (wire electrode)：以鐵弗龍等絕緣材料包覆銀或白金等材料，裸露 1–2 mm 導線長度作量測電極，電極半徑細達 $25 \mu\text{m}$ ，用皮下注射針頭植入肌肉，留置於記錄區域，因其細小容易使用，常用於運動學研究 (kinesiological study)。

表1. 常見侵入式電極參數設定參考值。

電極	參數設定	濾波器頻率設定 (Hz)	信號大小
同軸電極		2–10k	100 μ V or more
單極電極		20–10k	100 μ V or more
單纖維電極		500–10k or higher	0.2–1 mV
巨大電極		8–10k	100 μ V
線電極		500–10k	100 μ V

2. 非侵入式電極 (noninvasive electrode)

非侵入式電極則是於皮膚表面記錄肌電訊號，依其前置放大器配置而定，可大致區分為主動式及被動式 (active and passive) 兩類。被動式電極通常是銀／氯化銀 (Ag/AgCl) 電極，常常需要填充導電膠質於接觸面，使用時須適當地清潔或刮除皮膚表面的毛髮、角質層及分泌物，以保持良好接觸並降低輸入阻抗，臨床使用上常用作接地電極或當做肌電訊號差動輸入 (differential input) 的參考電極。也常用於測量神經傳導速率或記錄較大範圍肌肉收縮，或電刺激肌肉的反應。主動式電極是將高輸入阻抗的微小化場效電晶體當作輸入前置放大器，直接附著在電極後面，可做訊號緩衝及前置放大或減少因運動產生之雜訊，以方便運動學的探討使用。

一般而言，非侵入式表面電極偵測面積大，不易使用在小肌肉上，通常應用於記錄肌肉收縮的整體訊息，且常會受相鄰肌肉之肌電訊號交互干擾 (cross talk) 影響，不適用於分辨肌電訊號各個組成成分。近來研究發展一非侵入式電極為表面多點電極 (surface multielectrode)，由多根含彈簧的電子探針為感測器，使用時電極尖端(約為 1 mm) 可稍微穿透皮膚角質以降低輸入阻抗，而且電極間距較小(如 2.5 mm)，可記錄局部淺層肌肉的單一運動單元動作電位。此類電極的優點為減少患者組織傷害及感染的風險、較為舒適、利用方便、能長時間使用、操作成本較低、可由非醫師的技術人員使用。

缺點為在表面記錄的訊號會因皮膚組織的低通濾波的特性而失去一些高頻的訊息，且不能量測深層肌肉的電訊號，皮下脂肪組織的厚度更會影響訊號的品質。

四、應用與用途

侵入式肌電圖於臨床神經醫學中為常規檢查，針對肌肉萎縮、肌肉無力等神經肌肉系統症狀做為鑑別診斷或追蹤。非侵入式肌電圖於復健醫學上，常應用在評估運動障礙的患者復健狀況，作為治療方法及效益的參考。在運動學分析中，肌電訊號可定量肌肉活化程度及時序，對於動作分析可以提供肌肉群的作用時間及收縮程度；步態分析可量化步態週期裡各個肌肉群協調作用方式，對異常步態可分析治療；對其他方面的運用有生物回饋 (biofeedback) 訓練，使用者可根據每一次動作所量測到的肌電訊號，作為修正下一次動作姿態的參考，以學習正確的動作反應，可應用於醫學、心理學或運動員的訓練等用途上，其另一重要的應用是義肢控制，可利用殘肢的肌電訊號，驅動義肢執行功能性的動作。

參考文獻

1. J. V. Basmajian and C. J. De Luca, *Muscle Alive*, 5th ed., Baltimore: Williams & Wilkins (1985).
2. J. E. Desmedt, *Computer-Aided Electromyography and Expert Systems*, Amsterdam: Elsevier Science Publishers B. V. (1989).
3. M. J. Aminoff, *Electromyography in Clinical Practice: Electrodiagnostic Aspects of Neuromuscular Disease*, 2nd ed., New York: Churchill Livingstone (1987).
4. T. Y. Sun, J. I. Tsai, J. J. Chen, T. S. Lin, and H. C. Chang, *Chinese J. Med. Biol. Eng.*, **14**, 211 (1994).

作者：陳家進先生為國立成功大學醫學工程研究所副教授。

孫自宜先生為國立成功大學醫學工程研究所博士班學生。

注射幫浦

Infusion Pump (IP)

關鍵字：注射幫浦、注射器式幫浦、卡式幫浦、蠕動式幫浦

Keywords： infusion pump, syringe pump, cassette pump, peristaltic pump

一、基本原理

人體的循環系統主要是運送氧份和其他有營養的物質，並除去身體內產生之二氧化碳與其他廢物。在健康的成年人血液循環全身約需 60 秒，所以物質在進入循環系統後，其分佈於全身就非常快，因此經由靜脈 (intravenous) 良好輸送途徑，可以提供病人器官內所需的流體、血液和治療的物質，藉以維持生命。

一個典型的靜脈輸送系統包括三個主要組件：

(1) 液體或藥物的貯儲槽，(2) 導管，能將流體或藥物經由靜脈從貯儲槽運送至血管，(3) 一個能調節流量的裝置。而流體流經圓柱管子和經由導管進入病人血管，其基本原理主要是利用 Hagen-Poiseuille 方程式：

$$Q = \frac{\pi\gamma^4(P_1 - P_2)}{8\eta l} \quad (1)$$

上面的方程式，其基本的假設為層流的牛頓流體在一個剛性的管路中，其中 Q 代表流量； P_1 和 P_2 分別代表流入與流出管路中的壓力； l 與 γ 分別代表管路的長度與其內徑； η 代表流體的黏度。雖然很多藥物輸送並沒有剛好滿足層流流動方程式，但卻提供了在導管中流體與壓力的相對關係。另外，流體在導管中的阻力與流量的關係與歐姆定律類似如下：

$$R = \frac{(P_1 - P_2)}{Q} \quad (2)$$

將方程式 (1) 代入方程式 (2)，我們可得下面的關係式：

$$R = \frac{8\eta l}{\pi\gamma^4} \quad (3)$$

由上方程式我們可知流體在導管中流動，其阻力是與導管的長度和流體的黏度成正比，而與導管的半徑的四次方成反比，因此對於穩態流動，其阻力可由各組件的阻力串接起來，但對於動態的流動時，則要考慮導管與靜脈在施加外力的容忍量 (compliance)、流體的慣性及擾流的影響。

從 Hagen-Poiseuille 方程式中我們可知有兩種方程式可來控制靜脈注射，第一種為利用水壓的高度差來調整控制流速，第二種方式為利用一種能產生固定位移的馬達來控制流率，即一般所稱的注射幫浦，第一種方式較不準確且誤差大，多用於病人在生理食鹽水或養份方面的注射，而對於藥物的注射則一般都採用第二種方式的注射幫浦。隨著用途、注射量與精確度的不同，注射幫浦有下列三種不同的操作模式。

1. 注射器式幫浦 (syringe pump)

此式幫浦有裝置一個注射器在幫浦上，並附有一個馬達能定速推動這個注射器，一般注射器的大小在 10–60 mL 之間，由於受製造注射器內徑精確度與馬達定速推動的誤差，這種幫浦的準確度約為 $\pm 5\%$ 左右。又因是利用馬達連續推動注射器，所以這種幫浦能保持連續注射流體。但這種模式的幫浦受注射器大小的限制，所以都是用來注射短時間且量少的比較危險的藥物。因藥物是裝在注射器內且卡在整個幫浦上，所以非常容易搬動這種幫浦，尤其於開刀房中常常使用此種模式的幫浦。

2. 卡式幫浦 (cassette pump)

此式幫浦是利用活塞式的原理，將流體重複性注入與排出卡式的容器中，所以會產生一種間斷性的流體而不是連續性的流體。為了避免這種間斷性過大，雙活塞式的幫浦可改善此現象，並使輸出形

成近乎為連續性流體，如果能準確地設計卡式容器的內徑，就可產生很準確的流率，目前製造廠已能設計注射流率介於 0.1–99.0 mL/hr 的微量幫浦 (micro pump)。卡式的注射幫浦因具有一個裝藥物的貯存容器，所以可存放較多的藥物 (約為 150–200 mL)，一般較常用於病房或加護病房中，能供給長時間的用藥。

3. 蠕動式幫浦 (peristaltic pump)

此式幫浦是利用旋轉蠕動式的機構，將一段一段的液體從貯存容器中壓縮經由導管到病人身上，由於利用旋轉的原理，兩個滾軸會將液體壓入要打出液體的環節中，所以這段環節中液體的量就是用來決定這種幫浦的準確度，而這環節中的液體再被幫浦注入到病人，所以會造成一種類似正弦曲線流量。這種幫浦與卡式的幫浦類似也有一個貯存藥物的袋子，可攜帶較多的藥物，又因此種幫浦可做成較小易攜帶，一般用於癌症病人長時間嗎啡的控制，病人可將這種注射幫浦攜帶在身上，而不需住院。

二、結構示意圖

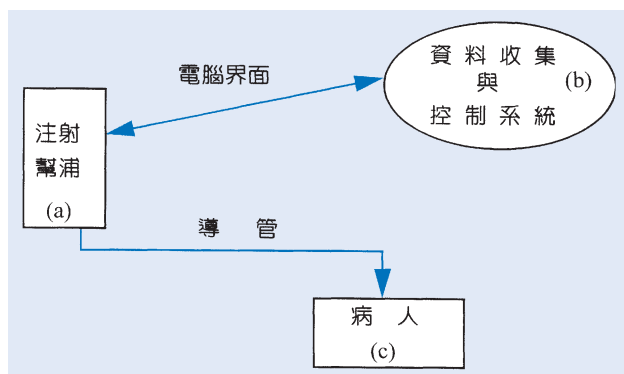


圖 1. 簡單注射幫浦的示意圖。

隨著電子科技的進步和微積電路的發展，注射幫浦的發展未來必定會朝向輕薄短小。另與電腦連接的通訊埠，例如 RS232 或 RS485 必定會愈來愈普遍，以便能對注射幫浦做資料的收集與控制，所以一個簡單的注射幫浦的示意圖如圖 1 所示，圖 1 中的 (a) 為注射幫浦的主體，內包含：(1) 裝藥物的容器；(2) 液態石英顯示螢幕，顯示幫浦現在的流

率與注入病人的總藥物量；(3) 面板上按鍵：開關鍵 (on/off)、開始或停止鍵 (start/stop)、歸零體積鍵 (reset volume)、調整流率鍵 (rate) 和警報顯示鍵 (alarm) 等等；(4) 管路中壓力過高的感測器和管路中汽泡的偵測器。

圖 1 中的 (b) 為資料收集與控制系統，一般以個人電腦透過 RS232 或 RS485 通訊埠的連接，即可收集注射幫浦上所有的狀態，包含：(1) 目前處在開始給藥還是在停止等待的階段；(2) 目前流率值與注入病人藥物量；(3) 警報訊號發生的原因。同樣地，透過通訊埠也可很容易由個人電腦控制注射幫浦，包含：(1) 設定開始給藥還是在停止等待的階段；(2) 設定流率的大小；(3) 設定注射短時間高流量的藥物 (即 bolus 模式)。圖 1 中的 (c) 為病人，一般藥物以導管經由靜脈注入病人，此處在臨床上最易發生阻塞的問題，常常會使注射幫浦發出警報的訊號，Bohony J. 已針對九種常見的靜脈阻塞問題加以探討及如何解決提供了方法。

三、儀器規格與特徵

目前商業化的注射幫浦種類很多，主要規格差異在於幫浦流率的準確度、警報系統的偵測能力及是否提供與外界連接的通訊埠等。隨著藥物製造技術的進步，目前的藥物愈來愈朝向單一特性功能，並達到量少且強度很高的藥效，故對注射幫浦的流率準確度的控制也相對的要求更嚴格。另外，臨床上對於注射幫浦警報系統的偵測能力，不只希望偵測到有問題發生，而更希望能知道此警報發生原因，如此才可大大提高臨床上解決問題的效率，而不需利用嘗試錯誤 (trial and error) 的方法。隨著電腦科技的一日千里，注射幫浦設計及電腦輔助也日漸重要，不僅可以在臨床上完整的記錄注射幫浦的一切用藥過程，也可藉由藥物動力學模式 (pharmacokinetic model) 來自動控制注射藥物于病人，以維持病人血液中的藥物濃度在一定的範圍，進而達到治療的效果。

四、應用與用途

傳統的注射幫浦是由醫師或護士監看病人的生命徵象 (vital signs)，如病人的血壓、心跳及肌肉鬆

弛等，而後再根據其臨床上的經驗加以設定藥物流率以治療病人，但醫師或護士無法很頻繁（例如每十秒）地調節注射幫浦的流率，所以此種人為控制注射幫浦的方式往往無法達到很精確的控制注入病人的藥物量，故常常會給予過多的藥量，但若配合注射幫浦與電腦連接的功能，就可藉由電腦自動加以很頻繁的調整注射藥物流率，當然仍配合其他偵測病人的生命徵象，如血壓、心跳及肌肉鬆弛度等，均需輸入電腦，而電腦再結合醫師們的臨床經驗，能時時加以修正，而給予最適當的藥量。

目前利用偵測病人生命徵象的儀器、注射幫浦與電腦構成一個整體迴路的控制藥物輸送系統，在研究上最近幾年非常盛行，尤其是開刀手術進行中肌肉鬆弛藥物的麻醉，效果較傳統醫師控制來得好，另外在加護病房中，這種控制系統也發揮它持

續不倦的功能。無論如何，雖然商業化的產品還未問世，但這種系統必定是未來注射幫浦控制藥物的趨勢。

參考文獻

1. G. I. Voss and R. D. Butterfield, *Parenteral Infusion Device*, In *The Biomedical Engineering Handbook*, Florida: CRC Press (1995).
2. R. W. D. Nickalls and R. Ramasubramanian, *Interfacing the IBM-PC to Medical Equipment : the art of serial communication*, Cambridge: Cambridge University Press (1995).
3. J. Bohony, *Am. J. Nursing.*, **10**, 45 (1993).
4. Gavin N. C. Kenny and Dominic A. A. Ray, *International Anesthesiology Clinics*, **33**(3), 101 (1995).

作者：謝建興先生為英國雪菲爾大學自動控制系統工程博士，現任國立台灣大學醫學院醫學工程研究中心博士後研究員。

輸液幫浦

Infusion Pump

關鍵字：輸液幫浦、病人自控麻醉、輸液控制器

Keywords：infusion pump, patient-controlled analgesic, intravenous controller

一、基本原理

在現今的醫療院所裡，輸液幫浦是一種使用很廣泛的醫療儀器，尤其在開刀房及加護病房等處使用的機會更是頻繁。它可利用不同的原理將注射液以預設的速率輸入病人體內，以達到醫療之目的，我們常利用它來輸送給病人營養液、三酸甘油脂、化學藥物、胰島素，亦可利用於病人自控麻醉止痛、自體輸血等不同之醫療用途。

輸液幫浦從早期只是為了精確輸液至今，因新醫療技術的發展亦衍生出許多不同型式的輸液幫浦，以適應不同用途的需求，目前所使用之輸液幫浦大致可分為下面幾類，並分別說明之。

1. 輸液控制器

在還未有輸液幫浦之前，病人點滴靜脈注射只是單純的利用點滴瓶的高度所產生的重力來抵抗病人之血管壓力 (back pressure 背景壓力)，流率控制則是利用管路上的滑動夾來調整輸液的流率。輸液控制器所扮演的角色就是控制輸液流率，它本身並沒有產生加壓的作用，它的輸液壓力取決於點滴瓶放置的高度，一英尺高約可產生 25 mm Hg (毫米汞柱) 的壓力，一般使用習慣壓力均低於 100 mm Hg。

它可用於一般靜脈注射、維持體液平衡及藥物治療等用途，因其壓力值較低，故不適用於動脈注射、高粘滯度藥物、細小針頭及高流率的注射。

2. 一般用途型輸液幫浦

一般用途型輸液幫浦 (IV pump, general purpose) 與前述輸液控制器之差異，乃在於它提供一個機械加壓之壓力，以抵抗病人身上的背景壓力，來將注射液打入人體內，所以它除了可提供準確的輸液速率外，亦可用於動脈注射 (動脈壓甚

高，使用輸液控制器無法打入)，另外，可於幫浦下游端接用微細孔徑之細菌過濾膜，亦可用於高流率之輸液。

在應用上，它可用於脊髓膜外麻醉 (epidural anesthesia)，心血管藥物注射、化學治療及自體輸血等用途。

一般而言，輸液幫浦在輸液的過程中除了輸液流率是我們所關注的問題外，亦可能會出現一些對病人產生危害的情形，其中比較危險的情形有氣泡及阻塞二種。

當輸液管路中可能因為管路接合不良或因疏忽將藥瓶打空了或其他因素而存在氣泡，該氣泡隨著輸液管路打到人體血流中，可能對某部分微血管產生阻塞 (稱為氣栓)，導致部分組織失能，產生無法預知之危險。

另外，輸液管路可能因為病人翻身壓到，或是針頭滑到血管外之組織或是血管壁上，均可能造成管路阻塞，在阻塞發生後，機器未察覺到該狀況而繼續輸液，致使幫浦下游端壓力不繼累積，如果該阻塞之狀況瞬時解除了，大量累積的藥物在短時間內注入人體，亦可能導致無法預知之危險。

為了維持藥品之無菌以保護病人，輸液幫浦均經由一個用後即丟的輸液套 (disposable IV set) 間接加壓。一般常用轉軸蠕動、線性蠕動機構直接壓迫管路加壓或是使用一個特殊設計的卡匣 (cassette) 加壓。

輸液幫浦針對上述情形及其他狀況，一般會提供下列數種之警示：① 氣泡 (air-in-line)，② 阻塞 (occlusion)，③ 輸液完成 (completion)，④ 輸液加壓操作室門打開警示 (door open) 及 ⑤ 電池能量不足 (low battery)。

雖然有上述之警示，但在某些情形下亦可能發生一些意料之外的危險，例如奔流 (free flow)，當

管路在沒有夾止的情形下由幫浦中取出，大量的藥物注入人體，此種情形依藥物特性，可能導致病人嚴重傷害或致死，此一情形在國外的報告中時有所聞。現在較新的幫浦會針對此一問題，在管路上設計一個自動夾止的夾子來預防此一問題，另外，針頭與管路連接頭脫落的問題，在目前大部分的機器亦無法警示。

當輸液到達預設量時，輸液完成警示 (infusion complete alarm) 動作，此時幫浦仍會以一極低之流率，一般為 1 mL/hr 繼續輸液，以避免血液回流阻塞針口，一般稱此功能為 KVO (keep vein open)。

現今之幫浦設計一般均是以微電腦控制機器之動作，同時目前亦有多通道型幫浦的設計，可同時裝置數個輸液管路作不同流率之輸液，以符合不同之需求。

3. 針筒式輸液幫浦

在輸液中，有些狀況要求之輸液精確度更高，但輸液量不大，則可利用針筒式輸液幫浦 (syringe pump) 輸液其流率精確度可達 0.1 mL/hr。

大致來說，其動作原理是以一個伺服或步進馬達帶動螺柱來推動針筒活塞。

常使用於注射抗生素、部分麻醉、化學治療及抗心率不整藥物等靜脈注射，通常於新生兒、小兒病房、加護病房及開刀房等地方。

4. 病人自控麻醉輸液幫浦

該輸液幫浦之設計使病人能夠自己控制麻醉藥物之注射，當病人覺得疼痛時，只要按下幫浦的控制鈕，則幫浦就打入預定量之麻醉藥物給病人，此藥物通常為嗎啡 (morphine) 或是 meperidine 等藥品。

常用於手術後、癌症末期等病人之止痛，如果病人之意識不清、呼吸系統疾病，或是有吸毒成癮的病史，不適用此種治療。

因為此種幫浦由病人自行控制給藥，最容易出現用藥過量的問題，通常以一段時間內總給藥量限制控制及設定鎖定時間 (lockout time) 來預防。在病人按下給藥鈕開始鎖定時間內病人再次按下給藥

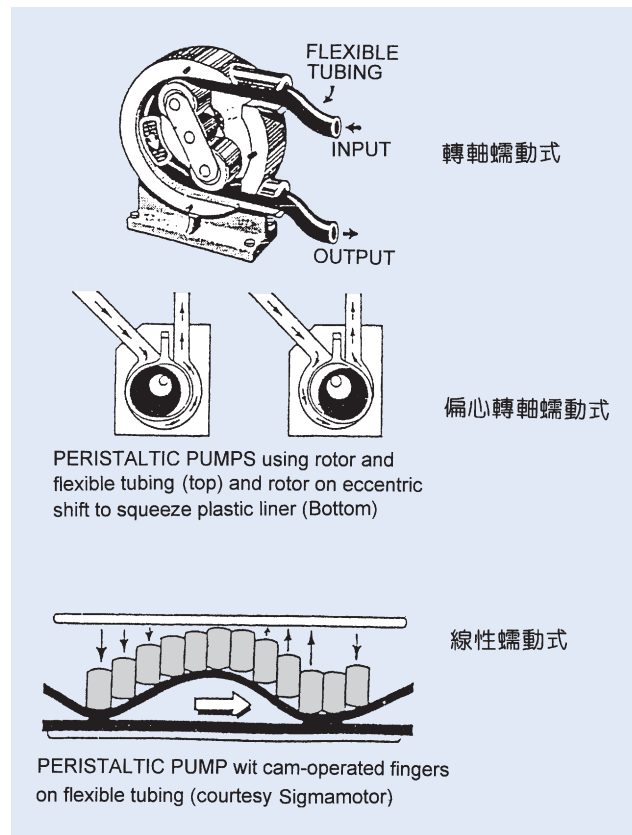


圖 1. 蠕動式加壓器結構示意圖。

鈕之給藥要求均不被接受。

依使用需求，一般 PCA 幫浦有三種不同的工作模式：(1) PCA only mode：只具備要求給藥的功能。(2) Continuous-only mode：只以一個基底流率 (basal rate) 給藥。(3) continuous + PCA mode：並用第一及第二模式。一般而言，PCA 輸液幫浦之動作原理與針筒注射幫浦類似。

5. 攜帶型，胰島素型輸液幫浦

攜帶型輸液幫浦提供少數只需持續給藥但無需住院的病人，通常用來注射化療藥品，全靜脈營養注射 (total parenteral nutrition, TPN) 及成長賀爾蒙等。

另一種較特殊的輸液幫浦為胰島素注射幫浦，其功能除了一般需求有一固定流率外，當病人用餐時，血糖迅速升高須額外加量，以控制血糖於控制範圍內。通常使用此種輸液幫浦須另加測量血糖之設備並用。

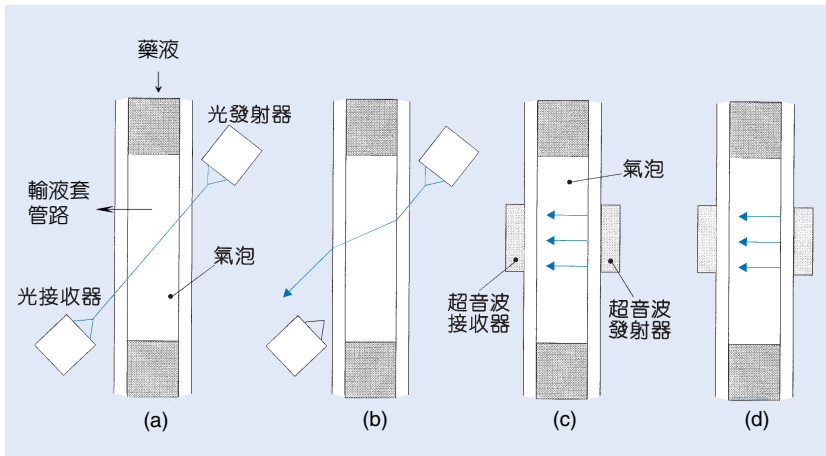


圖 2. 氣泡感測器的作用原理，(a) 有氣泡在管路內之情形，(b) 無氣泡在管路內之情形，(c) 有氣泡在管路內之情形，(d) 無氣泡在管路內之情形。

二、結構示意圖

1. 蠕動式加壓器

蠕動式加壓器是依一定順序壓迫輸液管路，將藥液以預設的速率擠向一定的方向，常見有幾種，其結構圖請參考圖 1。

2. 氣泡感測器

Air-in-line 警示之動作全賴氣泡感測器之作用而偵測，目前使用的感測器有二種，光感測器及超音波感測器。圖 2 為其作用原理。光感測器以光線進入液體具有偏折之特性來作用。當管內有氣泡時光接收量增加而觸發警示系統，另外，超音波於液體中傳送量遠大於有氣泡時之情形，所以當接收器接受量不足時即觸動警示器。

以偵測效果來說，超音波感測器之效能遠較光感測效果好，較新之機種均是以超音波來感測氣泡。

3. 阻塞感測

於阻塞發生時幫浦仍繼續輸液，使得下游端之壓力增加而管路膨脹，警示器 (occlusion alarm) 即是以此膨脹量來偵測阻塞之情形。通常壓力累積至 1 kg/cm^2 左右，警示器動作。然而當輸液流率很低時，因幫浦下游端要累積至動作點需時甚久，在未發生警示器之前，藥液仍繼續輸送而累積，對一些病人來說甚為危險。目前已有較新機種依流率自動調整其動作壓力。

三、儀器規格與特徵

目前輸液幫浦是很普遍化的醫療儀器產品，依

照前面所介紹各種不同的幫浦有其特殊之規格，但以一般來說輸液幫浦之主要規格有下列幾項，並列出一般較常見之規格範圍：① 流率上限：300—2000 mL/hr；② 流率進位值：0.1—1 mL/hr，③ 精確度 $\pm 2\%$ — $\pm 10\%$ ，④ KVO 流率 0.1 mL/hr—5 mL/hr，⑤ 輸液總量限制：up to 9999 mL，⑥ 內建電池可用時間：2—6 hr，⑦ 阻塞警示壓力值：up to 20 psi，⑧ 氣泡警示：50—250 μL (通常均沒有此項數值列出)。

四、儀器使用安全注意事項

為減少輸液幫浦之使用不當或錯誤使用，造成病患不必要的危險事故，應注意下列事項，以確保安全。

1. 使用前

- (1) 必要時，校準點滴數／分鐘；點滴數／體積流速率之間的轉換表。點滴液大小可能隨不同藥液與輸液套型式而變動。
- (2) 向病人解釋儀器的功用，並警告其不要隨意撥弄。
- (3) 操作手冊隨時保持在身邊。

2. 安裝時

- (1) 中央靜脈及動脈輸液時，應儘量使用具有 luer-lock 連接器的輸液套及附件。
- (2) 務必將空氣排出，避免氣栓、警示發生及流量錯誤。
- (3) 設定 VTBI (尚可輸液容積) 指示器，以便輸液線

上端已無液體時，機器能夠停止輸液。

- (4) 如使用自動捐載 (piggyback) 控制，第二瓶輸液容積應盡量地準確設定。務必記住要打開第二輸液套的手動夾子 (clamp)。
- (5) 輸液幫浦如何由使用人選擇阻塞壓力警示設限，應儘可能設定在最小壓力來運作。
- (6) 輸液幫浦如有點滴感應器 (drop sensor)，務必將點滴腔室 (drop chamber) 掛得垂直並充液至一適當水平。點滴感應器必須小心安裝正確及穩固。
- (7) 檢查最初容積量，以避免裝得太多。依病人需求調整速率。

3. 輸液時

- (1) 機器啟動後，務必確認是否輸液正常。
- (2) 常檢視機器及輸液套之運作狀況，不要完全信賴壓力阻塞警示就可偵測到滲漏現象 (infiltration)。
- (3) 隨時注意流量及壓力指示器值是否有異常地變動。
- (4) 將管線內氣液從幫浦輸液匣沖洗除去 (purge)，以避免引起流量不準。
- (5) 壓力阻塞警示發生後，確勿重覆地啟動機器。
- (6) 務必馬上擦掉濺出在機器上的液體，液體滲入

機器內部會破壞組織功能，嚴重影響氣泡、阻塞及點滴感應器的性能。

- (7) 關機或拿出輸液套，務必夾緊手動夾子。
- (8) 絕不可關掉警示器，務必找出異常現象原因。
- (9) 警示期間，務必不可輸液。
- (10) 常常檢查濾膜 (filter) 的通透性，必要時務必更換之。幫浦驅動壓力常會將阻塞的濾膜弄破。
- (11) 依廠商建議的期限內或更早，更換可丟棄式配件。

參考文獻

1. ECRI PCS, 1997.5. Intusion pumps, Ambulatory : Intusion Pumps, Ambulatory, Insulin.1997.1. Infusion Controllers 1997.8 Intusion Pumps, Patient- Controlled Aralgescic 1997.5 Infusion Pumps, General-purpose; Micro, Multichannel 1997.8. Infusion Pumps, Syringe.
2. 黃子芬, 吳玉洺, 王正一, 點滴注射幫浦使用注意事項, 內科學誌, **5** (2) (1993).
3. 醫療儀器使用安全概念, 護理新象, **7** (2) (1996).
4. 陳金德, 一般型輸液幫浦之評估, Biomed. Eng. Appl. Basis Comm., **1** (1989).

作者：吳玉洺先生現任於國立台灣大學附設醫院醫學工程室。

嬰兒保溫箱

Infant Incubator

關鍵字：嬰兒保溫箱、核心溫度、高溫

Keywords： infant incubator, core temperature, hyperthermia

一、基本原理

新生兒由於其體溫調節恒定機構不夠成熟，單位體積 (或體重) 所負荷之體表面積較成人為大與皮下脂肪太薄而容易散失熱量，以及非抖顫 (nonshivering) 之代謝氧化反應產熱方式等因素，致使新生兒在體溫調節和控制上，不能夠如成人般地容易運作及適應而使其體內深部溫度或核心溫度 (core temperature) 很難恆定；因此，為了補償這種體溫調節能力不足，設計發展一種人工環境溫度控制方法或裝置，提供對虛弱生病的足月新生兒、早產兒 (或不足月新生兒)、或極低體重兒 (<1.0 公斤) 等高危險性新生兒進行適當環境治療，來克服寒冷對他們所產生的不良熱應力壓迫，降低新生兒死亡率，一直引起醫學研究者、醫療護理照顧人員、工程技術人員及其他相關人員的重視與興趣。

早在十九世紀初期即有醫學文獻報告，嘗試使用熱水瓶、溫熱磚、熱布、綿布包裹及用熱油擦拭新生兒等方式，避免虛弱瘦小的新生兒體溫過低；但直到十九世紀後期才有物理學家開始研究新生兒的散熱現象 (傳導、對流、輻射、蒸發)、過程、程度及工程人員設計適當裝置來避免這些熱量的散逸。西元 1947 年，第一台商品化密閉式嬰兒保溫箱，Isolette C-47 型，解決以前開放式裝置使用於育嬰兒容易發生的環境交叉感染問題，以及照顧新生兒常需開啟頂蓋時所發生濕度與溫度不易維持的問題。它具有過濾空氣、溫度精準控制、提供氧氣濃度、儘可能容易目視觀察新生兒狀況及提供濕度、強迫式循環空氣及稍微正壓以避免感染、清潔密閉式環境且可經由照顧孔容易將手伸入照顧病人等特點。

嬰兒保溫箱經由五十年之臨床使用種種問題與缺點之檢討、配合臨床診療技術的進步，護理照顧知識與經驗的累積，再得利於電子、電機、電腦、

材料、感應器設計、製造程序等工程技術的快速發展，使得嬰兒保溫箱的安全性能、功能規格、可靠性能漸漸地達到符合臨床作業需求的目標。

目前嬰兒保溫箱依其應用可分為移動式與可運送式。移動式嬰兒保溫箱之構造可概括分為四個主要部分。

1. 透明箱罩組合

透明箱罩組合 (hood assembly) 為一透明無色壓克力板所製成的罩子，表面平滑，其材質不易因正常程序所需之清潔消毒、加熱、紫外線或黃疸燈照射而產生龜裂、模糊、變形或腐蝕現象。為了易於醫療診斷及護理照顧新生兒，其上有照顧孔、照顧門及管路口之設計，同時可在箱罩上加熱、或使用雙層式箱罩、或在箱罩內壁加一塑膠加熱板，以減少輻射熱的散失。

2. 基座組合

基座組合 (base assembly) 含基座、床墊、可分離式控制主機、風扇、儲水槽、空氣輸入口 (含過濾網) 及氧氣輸入口等。基座材質必須重心穩，不致因傾斜而幌動，且能抗腐蝕性。床墊供新生兒躺於其上，其材質不能因加熱或光照而變形、破裂或起化學變化而釋放出對人體有害物質；整個床墊是架在床墊昇降架上，可用把手調整成低水平、高水平、頭高腳低或頭低腳高等四種位置，以方便照顧病人；為了更方便在箱罩外護理照顧新生兒，床墊可改良成滑動式以避免箱罩的阻礙。儲水槽需設計易於清洗消毒，不需傾斜保溫箱即可排出其內的水，其功能是能夠調節保溫箱內相對濕度在 40 % 以上，以減少新生兒體內水分的蒸發；或在空氣入口附加潤濕器亦可。

保溫箱內之通氣循環是依靠風扇將空氣與氧氣

經由過濾網 (孔徑小於 1.5 mm) 吸入，並可控制氧氣濃度值，再通過儲水槽以控制濕度，並用馬達賦予控制循環氣流速度及方向的動力，經過加熱器之熱交換作用及溫度量測裝置而進入箱罩中，再返回基座而完成。

箱罩內空氣溫度感應器 (箱溫控制模式，air-temperature mode) 或新生兒上腹部皮膚溫度感應器 (膚溫控制複式，skin-temperature mode)，將溫度變化之信息檢測並送到比例式溫度控制器，來快速調整加熱器的輸出功率，以維持溫度的穩定性 (環境或電源電壓變動之干擾)，或快速但過激 (overshoot) 不大地適應設定溫度的調整。同時控制主機亦能偵測出電源失效、散熱風扇馬達故障、溫度感應器失效 (異位或脫落) 及超過高/低溫度設限值狀況，並發出聲音及燈號等警示信號，以提醒醫護人員進行適當的處理。另有溫度安全開關 (safety thermostat) 設計，當溫度升到 39 °C 時，控制主機即切斷加熱器並發出警告。控制主機亦能控制氣流方向，當照顧門打開時能形成空氣幕包圍新生兒並防止冷空氣侵入，使溫度降低不至超過 3 °C。控制主機面板之電源指示燈、加熱指示燈、警示燈、量測及設定溫度 (箱溫或膚溫模式) 顯示，加熱器輸出電力顯示等，其排列顯示及操作方式的設計，應符合人因工程 (human factor engineering) 需求，以得到最大的操作便利性、可靠性及安全性。

3. 護軌

護軌 (guard rail) 為移動嬰兒保溫箱時作為固定把手用，易於推送；同時保護透明箱罩不被其他物體接觸撞擊而破裂。

4. 台架

有些機型可用腳控開關來提升透明箱罩到適合醫護人員操作的高度；同時可配上各式點滴支持架、黃疸照射治療燈、輸液幫浦、小型低壓吸引器、心跳血壓與體溫監視器、X 光照射檢查等，以利新生兒臨床診療及護理照顧工作。腳輪應設有球軸承，以利輪子靈活轉動而能隨意改變方向，四腳並需要有剎車裝置且鑄體部分需做適當表面與防鏽

處理，以避免易被卡住。

二、結構示意圖

醫院中提供新生兒熱量維持的設備有嬰兒保溫箱及嬰兒輻射保溫器 (warmer, radiant, infant)。嬰兒保溫箱如圖 1 所示。嬰兒輻射保溫器具有動態性與較易於進行主動介入性醫療之特點，但由於其開放性空間設計，較不易保持溫度與濕度控制之穩定性及易於受外在環境所干擾侵襲。

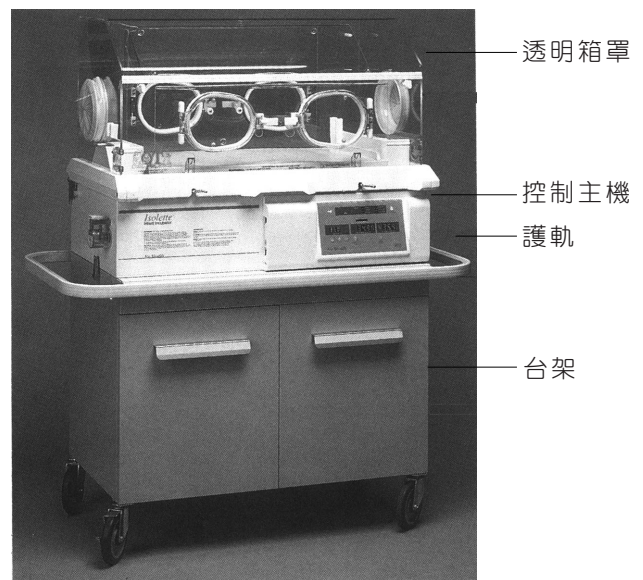


圖 1. 嬰兒保溫箱示意圖。

三、儀器規格與特徵

目前嬰兒保溫箱功能規格與操作空間的設計，依然有下列問題需要改善；箱罩內濕度之均衡性及穩定性，溫度感應器製造及量測技術，微處理機複雜控制法則及監督能力，系統自我診斷測試及功能鑑核能力，風扇馬達製造技術以維持箱罩內部噪音在 58 dB 以下，操作空間使用便利性及安全性，因此其尚不足適應今日新生兒加護照顧所具有地動態性、侵入性及主動性介入醫療之專業需求，而且在其操作環境控制參數同時設定時，並無適當可遵循的規則及可預測的保護措施，更加限制了臨床設定及使用品質的保證性。

未來嬰兒保溫箱研究設計與技術發展的方向，將是聯合新生兒生理學家、臨床醫師、護理師、醫學工程人員、物理學家、工程技術人員及其他相關

專業人員一起團隊合作，依據新生兒熱生理調節機構的說明及熱交換平衡理論的新知識，參考臨床醫護人員實際使用經驗及建議，發展新電子(溫度感應器及遙測溫度技術)、電機(低噪音風扇馬達與高功率且反應靈敏之加熱器)、電腦(複雜控制法則、自我診斷測試及監督能力、儲存記憶分析能力)、材料(結構輕巧且質密性材料、良好透明且隔熱材料、高儲存能量電池)、製造程序等工程技術，製造符合各種臨床醫療與護理作業需求，以及人因工程設計需求的嬰兒保溫箱。

四、應用與用途

嬰兒保溫箱使用於醫院診所之產房，新生兒觀察室、新生兒加護病房及嬰兒室，其臨床目的在於提供一個能夠控制溫度、濕度、氧氣濃度、具有隔離過濾功能的人工密閉式環境，使高危險性新生兒在它的中性溫度環境下，將散熱量降至最低且被適當護理照顧而生長發育，並能適應漸多的特殊主動介入性醫療、護理及手術程序而不致影響其產生可調和且可界限周圍控制環境條件的能力。

五、儀器使用注意事項

嬰兒保溫箱之臨床使用，由於功能規格設計缺陷與選用材料不當，使用者缺乏警覺心及使用不當，長久不進行保養測試及性能故障，會導致下列新生兒嚴重傷害或死亡、電擊或火災危險之案例發生。

1. 安全溫度開關故障，導致保溫箱過熱及新生兒高溫(hyperthermia)而使新生兒灼傷甚至死亡。
2. 不適當的高氧或低氧濃度供應。高氧濃度會引起新生兒眼睛水晶體後面纖維組織增生，導致視網膜剝離及遏止眼睛成長發育。低氧濃度則可能造成缺氧、腦部損傷，嚴重時會導致死亡。
3. 新生兒皮膚溫度感應器局部鬆動但不脫落，溫度感應器並無法偵測到此狀況以激發警示動作，因

此量測不正確之較低皮膚溫度，經回饋至比例式控制器而增強加熱量輸出量，導致過熱新生兒的結果。

4. 由於設計不當、材質不良、電線破損、絕緣劣化，導致起火及電擊危險的安全性問題。

甚於此，使用者在操作嬰兒保溫箱前，應充分瞭解儀器之臨床用途、功能規格、警示標誌及使用注意事項，確定零附件齊備及連接正確無誤，功能預先校準且可正常運作。使用儀器時，應依操作手冊規定作業程序正確適當且熟練地操作，同時操作手冊應放置於工作區域，以備查閱；不能將警示聲音或光訊關掉；隨時保持警覺心及觀察新生兒與機器狀況；儀器發生功能異常或故障，應立即停止使用，須經醫學工程室或廠商技術人員校正修護，確定功能正常後才能使用，若引起傷害性事故應通報。儀器使用後，應將控制鈕回復至起始狀態再關機，並適當擦拭與清潔。醫學工程人員應每年對嬰兒保溫箱進行一次測試保養工作，依據廠商或專家建議的保養檢查表內容，逐步進行清理、保養、測試、校準、更換消耗性零件等工作，以偵測出潛在性問題並予以解決，確保運作品質及減少故障發生。

參考文獻

1. 陳金德、彭俞禎、王正一，嬰兒保溫箱技術發展之歷史沿革與未來研發方向, *Biomed. Eng. Appl. Basis & Commun.*, 7 (1), 122 (1995).
2. 中華民國國家標準, 嬰兒保溫箱, 12793-T2045 (1991).
3. 鄭建浩, 育嬰保溫箱—儀器構造原理, 醫療設備 II, 吉仁新醫公司編印 (1988).
4. ECRI, *Evaluation of Infant Incubators*, Health Devices (1993).
5. Thomas E. Cone, *History of the Care and Feeding of the Premature Infant*, Little, Brown Company Press (1985).

作者：陳金德先生為國立臺灣大學電機工程學研究所碩士，現任國立台灣大學附設醫院醫學工程室技正兼組長。

高壓氧氣治療裝置

Hyperbaric Oxygen Therapy Device (HBO)

關鍵字：高壓氧、單人艙、多人艙

Keywords：hyperbaric oxygen (HBO), monoplace chamber, multiplace chamber

一、基本原理

利用高壓氣體來進行治療並不是新發明，約在三百多年前就有人使用過。近期較有系統之研究應回溯至 1930 年代，美國海軍為解決潛水快快速浮出海面所產生之「減壓病 (decompress sickness)」進行加強研究，進而發展出一套「深度－時間」(劑量) 參數表，為 HBO 治療之依據。西元 1967 年『海底醫療學會 (Undersea Medical Society)』由醫師及相關科學家組成，宗旨為成立－HBO 治療之指導機構，並廣泛收集所有相關資料，如：HBO 治療、氧氣中毒等等都有較完整之收集。

壓力對人體之效應可從減壓失調症候群中得知。人體自較高壓力環境中迅速移到低壓環境下時，就像快速打開汽水瓶一般，血液中會有汽泡產生，而形成「氣栓塞 (air embolism)」等症候。人體細胞及血球在高壓氧氣環境下，大致可觀察到下列對人體有利的作用：

1. 器官或細胞內之血液流動減緩，對水腫有抑制效果。末端局部缺血性缺氧可獲得改善。
2. 可對抗多種中毒或細胞毒素。
3. 因缺氧而導至傷害之正常細胞回復生長。
4. 對厭氧菌類及其毒素有殺菌消毒作用。

除對人體有利作用外，也發現一些氧氣對人體有傷害之效應：

1. 中樞神經效應：如在兩絕對大氣壓力 (atmosphere absolute, ATA) 或更高壓力下，氧氣對中樞神經之毒性會造成部分病人發生抽筋現象。
2. 肺部效應：如在 0.5 ATA 或更高壓力下，氧氣會造成胸內灼熱、咳嗽、呼吸困難等。
3. 視覺效應：如慢性病患每日在 2.0－2.4 ATA 治療 90－120 分鐘，會造成近視加深現象，但停止治療六周內可回復正常。
4. 其他器官效應：由於治療時具壓力之氧氣遍佈全

身，氧氣對各器官、組織細胞之毒性及壓力物理性都可能造成傷害，但此方面之研究較少。

高壓氧氣治療艙大多以治療人數為分類，分為單人艙 (monoplace) 及多人艙 (multiplace) 兩種，顧名思義，一次只容納一位病人做治療的艙體稱為單人艙；兩人或兩人以上的稱之為多人艙。單人艙大部分以氧氣為加壓氣體，而多人艙則以空氣為加壓氣體。單人艙加壓範圍大多在 3 ATA 以下，而多人艙則在 6 ATA 以下。

1. 單人艙

單人艙由進氣處理單元、流量控制單元、加壓艙體、安全防護鎖、操控面板、通話單元、排氣控制單元、病人轉換推床等所組成。圖 1 為美國 Sechrist Industries, Ins., 公司的高壓氧氣治療艙之實體圖。

(1) 進氣處理單元

進氣處理單元由氣體過濾器、壓力調節閥、消音器等所組成。Schrist 2500 B 型高壓艙進氣壓力須在 55－65 psi 之間，進氣先經過濾器濾除微小雜質，防止日後堵塞管線。壓力調節閥將壓力維持在

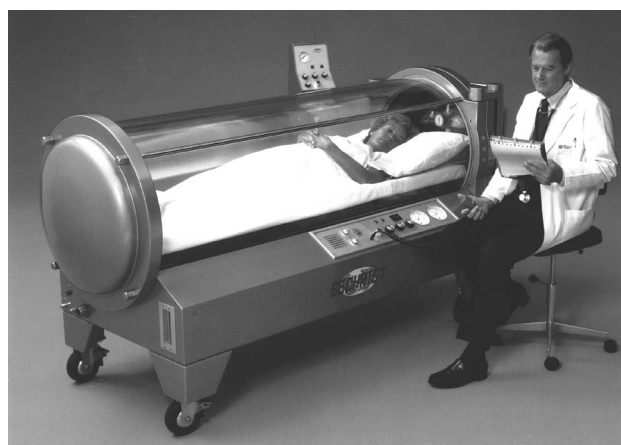


圖 1. 單人式高壓氧氣治療艙實體圖。

60 PSI 供使用。消音器將氣體流動時所造成之嘶聲減低。

(2) 流量控制單元

由一組特殊氣閥所構成之氣體計算儀 (pneumatic computer)，作用為依操作人員之設定，將設定壓力、升降壓速率等指令計算成控制指令執行，以維持定速升降壓。

(3) 艙體

由兩個透明壓克力中空圓柱體所組成，外層為防護艙，作用為防止內層壓力艙被刮、碰傷及防爆。透明設計為防止病人治療時之幽閉症。內艙為壓力艙，依據美國機械工程師學會 (ASME) 規範所設計，必須保用十年或一萬次加壓或四萬小時使用 (以先到者為計算)。內艙必須定期檢查以確保其安全性。

(4) 安全門鎖

為一防止錯誤操作之設計，當內艙壓力大於 2 PSI 時，安全門鎖自動閉鎖，防止艙門因錯誤開啟而造成病人瞬間失壓。

(5) 操控面板

由進氣開關、設定壓力錶、艙壓錶、升壓速率調整鈕、供氣、壓力指示器、緊急洩壓鈕等元件所組成，管理整個治療所須之操控及監視。

(6) 通話單元

基於安全考量，通話器用低壓直流電路所構成，使用 9 伏特可充電電池組為電力供應器，除通話功能外，也備插座供音樂信號轉播進入艙內，減低病人之恐懼感及等待焦慮感。

(7) 排氣控制單元

排氣控制單元由氣控調整閥、緊急洩壓閥、流量調整閥錶所組成。為防止艙內二氧化碳堆積造成病人傷害，故其最低排氣量定為每分鐘 240 公升，調整閥可由每分鐘 240 至 400 公升間手動調整。如遇艙內病人發生特殊或緊急事故，操作人員可經緊急洩壓閥以每秒 1 PSI 之等速率將內艙壓力釋出，以便快速將病人移出艙外而又不致造成過大傷害。

2. 多人艙

多人艙因同時治療多人且治療壓力可高達 6 ATA，故大都以空氣為加壓氣體，病人則以面罩等

呼吸獲得純氧。並設有轉換艙，以便醫事人員進入照料及處理突發狀況。由下列單元組成：艙體、壓縮空氣儲存、升/降壓控制、真空抽痰器、呼吸氣體供應、緊急供氣、空調、供氣分析、監測及通話、消防、照明、供電、娛樂、衛生等。設計應規範符合美國 ASME/PVHO-1 及 NFPA 99 或其他相關標準之規定。

(1) 艙體

艙體分為主艙 (治療艙) 及轉換艙，主艙依病人需求設有床位及坐位兩種。轉換艙與主艙間有門相隔，可單獨加減壓，作為主艙與艙外之緩衝區，醫事人員可借由轉換艙加減壓後進出主艙，如果治療人數多時，此艙可與主艙同步加減壓，當成主艙之一部分。

(2) 加壓氣體供應單元

加壓氣體供應單元包含空氣壓縮機、氣體分析儀、氣體過濾器、氣體儲存槽、壓力調整閥、消音器等所組成。其方塊圖如圖 2 所示。

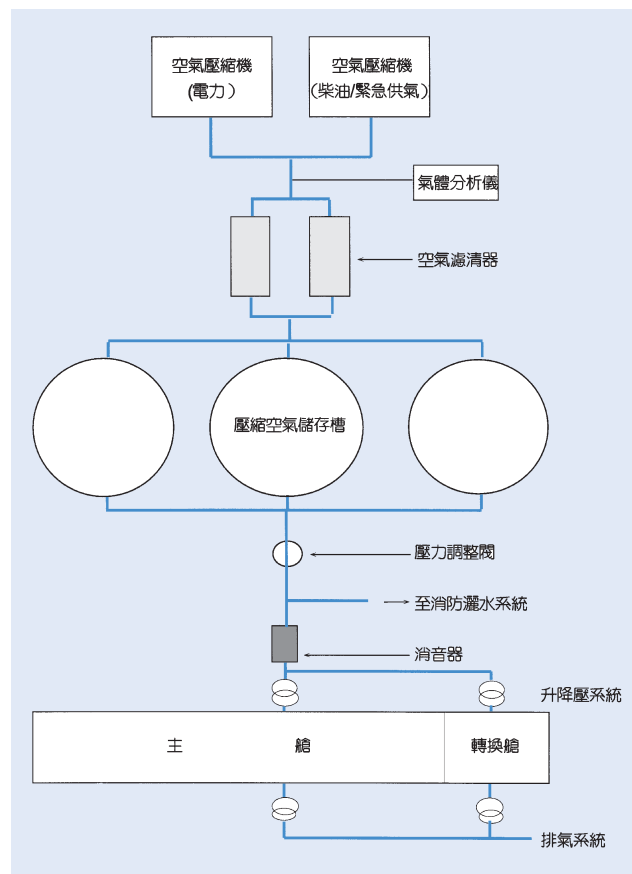


圖 2. 加壓氣體供應系統方塊圖。

(3) 呼吸氣體供應單元

多人艙以空氣為加壓氣體，但呼吸則以純氧供應，其供應氧壓力會隨主艙壓力升降而自動調整。另備有緊急供氣系統並連，以確保安全。其方塊示意圖如圖 3 所示。

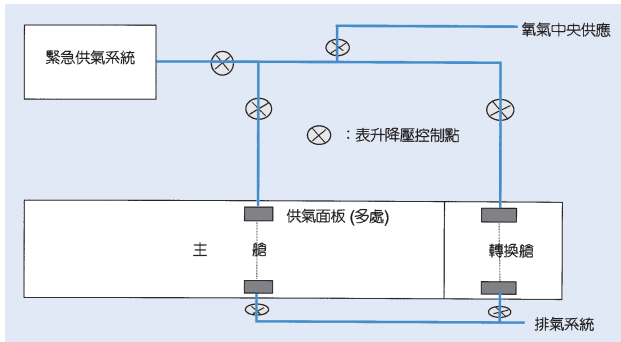


圖3.呼吸氣體供應系統方塊圖。

(4) 空調系統

為維持病人在密閉環境中治療之舒適性，及防止二氧化碳因溫度升高對人體有害(血液中二氧化碳之溶解度約為氧氣之二十倍)，空調系統不可缺少。考量安全因素，採用分離式空調，避免電氣火花產生。其方塊圖如圖 4 所示。

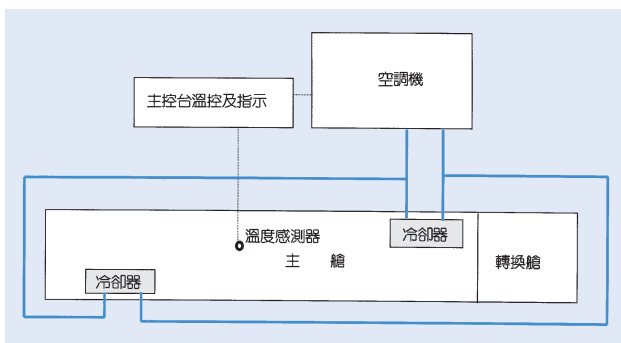


圖4.空調系統方塊圖。

(5) 氣體及壓力監測系統

艙內之氣體壓力及氧氣、二氧化碳濃度須隨時監控，以確保安全，圖 5 為其方塊示意圖。

(6) 消防供水系統

由於艙內外壓力相差可能高達六大氣壓力(73.5 PSI)，所以供水系統須加壓供應，壓力由空氣儲存槽提供。供水系統分為一般供水及消防灑水兩系統，如圖 6 所示。

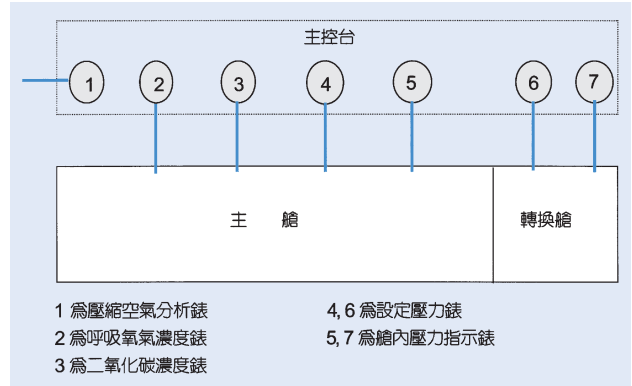


圖5.氣體及壓力監測系統方塊圖。

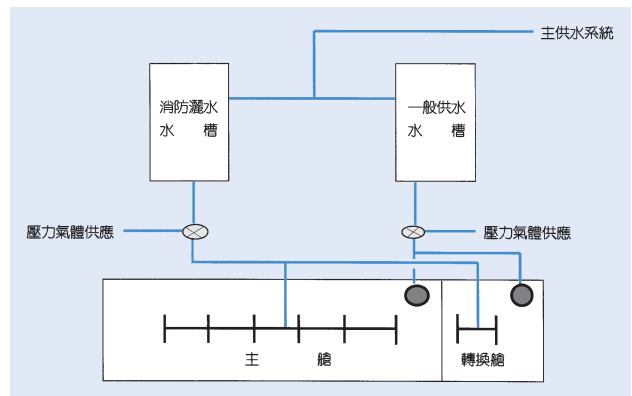


圖6.消防供水系統方塊圖。

(7) 照明、娛樂、通話、監視、供電系統

為避免可能發生火花及使艙內溫度上升，艙內照明系統採用光纖提供照明，光源置於艙外。娛樂系統提供耳機插座，供病人收聽主控台轉播之收音

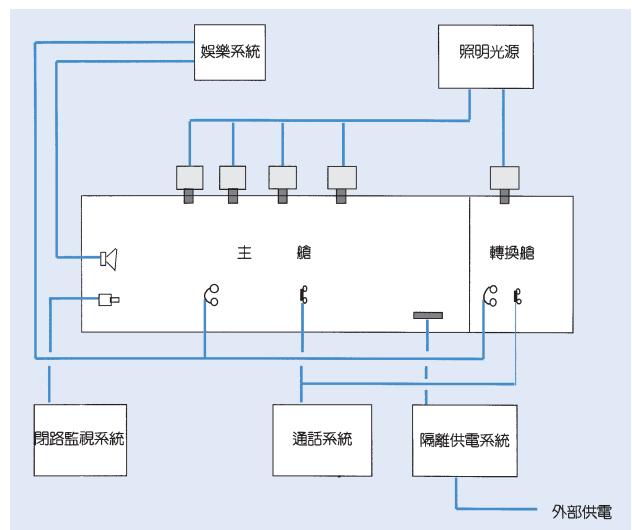


圖7.照明、娛樂、通話、監視、供電方塊圖。

機等之音頻信號，打發漫長之治療時間。通話系統提供艙內外溝通，類似辦公室用之電話，可廣播但沒有振鈴器。監視系統為閉路電視系統，主控台經監視螢幕可掌握艙內狀況。供電系統為提供艙內設備、儀器等使用電力所設，備有接地防漏電、隔離變壓器及防爆等防護設施。其方塊圖如圖 7 所示。

二、結構示意圖

單人式及多人式高壓氧氣治療艙之結構示意圖分別如圖 8 及圖 9 所示。

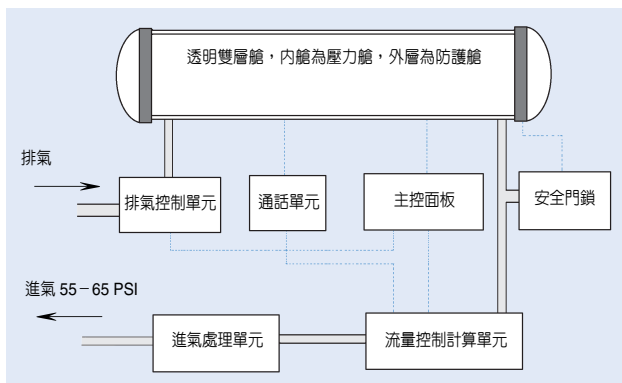


圖 8. 單人式高壓氧氣治療艙之結構示意圖。

三、儀器規格與特徵

單人艙與多人艙基本原理相同，但其規模大小及規格要求相當不同。多人艙因每次治療人數及壓力都比單人艙高，故多人艙材料規格、消防、溫度、操作、維護人員等之要求也相對較嚴格。各高壓氧氣治療艙生產國均有其設計規範如：ASME、DNV 等等，且受生產國衛生單位列管。我國衛生署亦將輸入高壓氧氣治療艙列管，輸入該項產品須持有衛生署核發之證書。表 1 列出兩種艙之規格供參考。

高壓氧治療常用單位尚未統一，有些廠家延用過去美國海軍所使用之單位，以海水深度 (英尺) 為單位。以公制為單位國家之製造商，將單位改成以海水深度 (公尺) 為單位，也有些廠家以 ATA (絕對壓力) 為單位。表 2 列出高壓氧治療常用單位對照表。

四、應用及用途

目前海底醫學會 (USM) 認可治療之適應症計

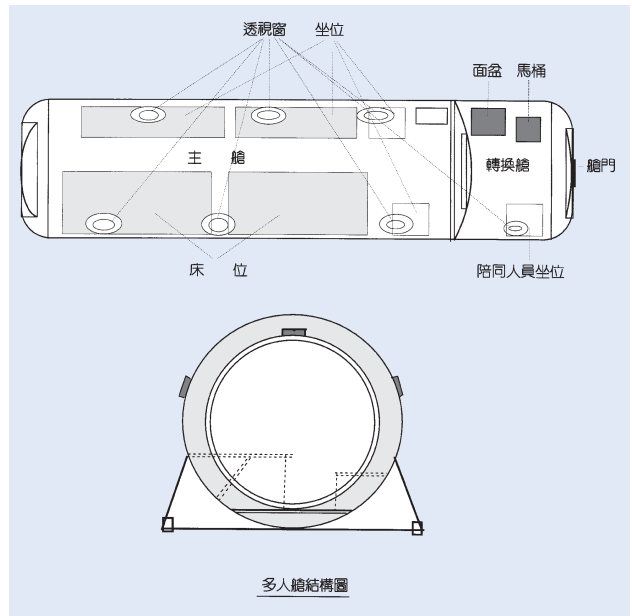


圖 9. 多人式高壓氧氣治療艙結構示意圖。

有下列：

- (1) 潛水伏病
- (2) 急性氣體栓塞
- (3) 氣疽性壞死
- (4) 急性一氧化碳中毒
- (5) 急性氰化物中毒
- (6) 急性出血性之貧血
- (7) 燒燙傷
- (8) 特殊傷口之癒合
 - a. 糖尿病引起之末梢潰瘍
 - b. 靜脈停滯導致之傷口
 - c. 褥瘡
- (9) 壞死性之軟組織感染
 - a. 放射性治療造成之組織壞死
 - b. 慢性骨髓炎
 - c. 壞死性肌腱炎或肌炎
 - d. Fournier 氏疾病

五、儀器使用安全注意事項

基於氧氣有強烈助燃之化性且人體在壓力環境下具潛在危險性，故安全考量為第一要務。安全事項分成場地、操作保養、輔助設備、緊急應變程序等方面。

表 1. 單人艙及多人艙規格比較表。

項目	艙別	單人艙	多人艙
最大壓力		3 大氣壓力	6 大氣壓力
治療人數		每次 1 人	每次 2 人以上
治療病症	潛水夫病		✓
	氣栓塞	✓	✓
	一氧化碳中毒	✓	✓
	氣疽性壞死	✓	✓
	骨髓炎	✓	✓
	慢性傷口	✓	✓
	急性缺血壓傷	✓	✓
	壞死性軟組織感染	✓	✓
	放射線組織壞死	✓	✓
	燒、燙傷	✓	✓
氧氣吸入方式		直接吸入	經由氧氣面罩等吸入
加壓氣體		氧氣	空氣
直接照料病人		無法直接照料	醫事人員可陪同
佔用場地		小	大
減壓時間		短	長
系統維護成本		低廉	昂貴
消耗性材料成本		氧氣，成本較高	空氣，不須購買

1. 場地方面

- (1) 必須遠離熱源、油氣、粉塵等之房間。
- (2) 房間外門必須標示嚴禁煙火等標誌，並備有滅火器。
- (3) 室內電器插座必須有良好之接地，非必要之電器品不得在室內使用。
- (4) 室內溫度應維持在 20—24 °C 之間。
- (5) 放置高壓氧氣治療艙之房間必須為專用，不可與其他設施共用。

2. 操作方面

- (1) 提供純棉質病人服供病人更換 (防止產生靜電火花)。
- (2) 嚴格執行病人搜身，非治療必須品嚴禁攜入艙內。
- (3) 隨時察看防止病人在艙內自裁。
- (4) 操作時，非操作人員一律不得在室內停留。

表 2. 高壓氧治療常用單位對照表。

絕對壓力 (ATA)	海水深度 (英尺)	海水深度 (公尺)
1	0	0
2	33	10.3
3	66	20.6
4	99	31.9
5	132	41.3
6	165	51.6

(5) 操作步驟及緊急應變程序必須熟練。

3. 保養方面

- (1) 注意清除艙內之毛髮、粉塵等物，防止堵塞管線及可能引發之塵爆。
- (2) 防止刮碰傷艙體。
- (3) 使用經原廠認可合格之零附件及儀器測材等。
- (4) 定期檢查備用系統之勘用性及電氣系統之接地線。

4. 緊急應變程序

必須制訂緊急處理程序，因應可能發生之意外，如火災、供氣因故中斷、病人自裁等等意外之處理程序及定期演練。

參考文獻

1. A. M. Roy, M. D Myers, *Hyperbaric Oxygen Therapy Committee Report*, Undersea Medical Society (1986).
2. Sechrist Industries Inc., *Installation and Operation Manual*, Model 2500B, Model 7200.
3. 王家弘醫師, 高壓氧治療, 台北榮民總醫院臨床醫學月刊, 民國八十三年七月.

作者：楊里生先生現任毫克企業有限公司資深工程師。

附錄：高壓氧艙常見英文縮寫

UMS: Undersea Medical Society

ATA: Atmosphere Absolute

FSW: Feet of Sea Water

MSW: Meter of Sea Water

ASME: American Society of Mechanical Engineers

PVHO: Pressure Vessels for Human Occupancy

NFPA: National Fire Protection Association

呼吸輔助器

Ventilator

關鍵字：呼吸輔助器、間接強迫通氣式、同步間接強迫通氣式、吐氣末端負壓式、吐氣末端正壓式

Keywords：ventilator, intermittent mandatory ventilation, synchronize intermittent mandatory ventilation, negative end expiratory pressure, positive end expiratory pressure

一、前言

所謂呼吸輔助器，顧名思義即是應用人工呼吸器來提供病人因疾病、外傷、先天缺陷或麻醉藥物所引起呼吸困難或無法呼吸，藉由呼吸輔助器來幫助病患呼吸以達肺部氣體交換功能而延續生命。目前市面上充斥著各種廠牌、各種類型的呼吸器，不外乎均是由一組氣體來源，混合後經由進氣控制閥，將病人所需之潮氣量或壓力，運用不同的呼吸模式，藉由呼吸管路來傳送給病患，而後監測病患所吐出來氣體，轉換成各種電子信號，回授給控制單元，用以修正吸氣時所需的參數參考，以及作為生理監測信號比對，給予使用者臨床上的診斷治療考量。八十年代是微電腦迅速發展的時代，所以應用微電腦來設計之呼吸器系統，也如雨後春筍般蓬勃發展，利用微處理器來快速處理各種信號，如此也可簡化儀器的設計結構進而大大地降低設計成本。

二、呼吸輔助器之基本原理

1. 通氣的定義 (definition)

- (1) 通氣 (ventilation)：指氣體進、出肺部。
- (2) 機械通氣 (mechanical ventilation)：指利用機械循環的方式使氣體進出肺部，以完成氣體交換功能。

2. 呼吸輔助器的分類 (distinction)

- (1) 依供應方式 (types of force)
 - ① 負壓式呼吸器 (negative extrathoracic pressure)：指在胸外造成一負壓，使得大氣進入肺內。例如鐵肺 (iron lung)。
 - ② 正壓式呼吸器 (positive intrapulmonary pressure)：指運用一正壓氣體打入肺內。例如甦醒器 (manual resuscitator)。

- ③ 擴散式呼吸器 (diffusing type)：將一正壓氣體快速進入肺內。例如高頻率呼吸器 (high frequency ventilator)。
- (2) 依驅動方式 (types of drive mechanism)
 - ① 氣動式 (pneumatic)：指呼吸器內部機械循環以氣體來控制。例如 Oxylog，PRII。
 - ② 電動式 (electric)：利用電動壓縮機、活塞、磁化線圈等來控制機械內部的循環。
- (3) 依發動方式 (types of generator)
 - ① 壓力發動式 (pressure generator)：指呼吸器發出的壓力一定，不論病患肺之阻力或順應性的改變，壓力均不變。因此氣流便會隨二者改變而變化。
 - ② 氣流發動式 (flow generator)：指呼吸器發出的氣流量一定，不因病患之阻力或順應性的改變而變化，通常要達到此恆定的氣流量必須要有高於病患氣道壓力數倍的工作壓力。

3. 呼吸輔助器的通氣型態 (modes)

- (1) 控制式 (control mode)：指機器供給之強制性通氣全由機器內部來決定，不參與病患之啟動或自發性通氣，意即病人之通氣全由機器來控制。
- (2) 輔助式 (assist mode)：指機器供給之強制性通氣乃由病患自發性通氣而產生些微負壓來啟動 (trigger)。
- (3) 控制－輔助式 (control-assist mode)：指合併控制式與輔助式的通氣型態，此時控制式的次數為一基本通氣次數，此外，病人仍能帶動觸發以啟動另外的強制通氣。
- (4) 間歇強迫通氣式 (intermittent mandatory ventilation, IMV)：此方式乃合併控制式與病患

之自發通氣 (spontaneous breathing)，在自發通氣中病患所得之次數及潮氣量均由病患自己決定，此與控制式中的強制通氣不同。此型態經常使用於脫離呼吸器的過程中 (weaning)。

- (5) 同步間歇強迫通氣式 (synchronize IMV, SIMV)：此型態與 IMV 唯一的不同在於強制通氣部分可由病患來啟動。其改善 IMV 中病患可能於吐氣中途又加以強制通氣而造成與機器相對抗之缺點。
- (6) 壓力支持式 (pressure support, PS)：在自發性通氣的狀態下，每次啟動吸氣後，即由呼吸器供給一流量以達設定之壓力 (pressure level) 直到病患所需之流量減少到一定程度後才停止吸氣期。此型態的最大優點在於減少自發性通氣中的呼吸功。其亦為呼吸器脫離的一個方法。
- (7) 持續正壓式 (continuous positive airway pressure, CPAP)：在自發性通氣的狀態下，通氣的過程均維持在設定的正壓上下。
- (8) 流量驅動式 (flow-by)：此功能不同於傳統壓力驅動之驅動方法，其方式為在呼吸管路當中持續有氣流通過，當病人有呼吸驅力時能立刻得到氣體，並且在達到一定流量時可立即啟動通氣，利用此功能來減輕開始吸氣時的呼吸功。
- (9) 其他方式功能
 - ① 吐氣末端負壓式 (negative end expiratory pressure, NEEP)：指在吐氣末端時將氣道內壓力降至所設定之負壓。理論上其可促進靜脈血回流。
 - ② 吐氣遲滯式 (expiratory retard)：指在吐氣期予以一阻力使氣體漸進吐出，而與一般立即歸回基礎壓力 (baseline pressure) 的方式不同。理論上其可減少氣體滯留肺內的問題 (air trapping)。
 - ③ 吐氣末端正壓式 (positive end expiratory pressure, PEEP)：指在吐氣末端時使氣道內壓力維持在所設定的正壓。
 - ④ 吸氣遲滯式 (inspiratory retard)：指在吸氣頂端維持一設定時間而不馬上進入吐氣期，理論上，其可改善氣體在肺內的分佈。

4. 呼吸器的脫離

(1) 呼吸器的脫離時機

使用呼吸器最終目的在於讓病患可以自行呼吸，當病人已達到一定之情況時，必須將呼吸器脫離，以免病患依賴呼吸器而無法自拔，一般脫離呼吸器時機的評估有下列幾點：

- ① 使用呼吸器的原因是否已解除？
- ② 可矯正的臨床問題是否已處理？
- ③ 生理參數是否符合？

(2) 呼吸器的脫離技巧

常見的呼吸器脫離技巧及優缺點如下：

- ① T-piece 型態之優點為自行呼吸時氣路阻力較小、為一種休息／作功的訓練方式，可測試病人完全自行呼吸狀況。缺點為所花費的人力較多及病人呼吸作功變化大。
- ② IMV/SIMV 型態之優點為病人可慢慢適應且所花人力較少。缺點為也許會延長脫離時間、抑或會造成永久的肌肉疲勞、為高呼吸功方式，管路及人工氣道阻力較不舒適。
- ③ 壓力支持式型態之優點為低呼吸功方式較舒適，可為一種耐力訓練；病人自行調整流速，吸氣時間及潮氣量；所花人力較少。缺點為無呼吸時，無法給予機械通氣。

三、儀器規格與特徵

以上概略述說呼吸原理功能，現引介一種應用於臨床之呼吸器，以說明儀器功能與特性。西門子伺服呼吸器 900C (Siemens Servo Ventilator 900C) 之整體設計分為兩個單元：

(1) 氣動單元 (pneumatic unit)

氣動單元是由氣體傳導系統，壓力及流量感應器、控制活瓣組成。流量及壓力是由回授系統來控制。感應器隨時在測量管路內氣體的壓力及流量，再用實際所測量到的值和面板上設定的值相互比較，然後按比較的結果來修正控制活瓣動作。

(2) 電子電路單元 (electronic unit)

電子電路單元包括調節、警報及監視等電路板。氣動單元的動作全部由此運算放大電子電路所控制。

Siemens Servo 900 C 型呼吸器於 1981 年在美国推出。適用範圍從嬰兒至成人，每分鐘通氣量 0.5—40 升／分鐘。其驅動機構為利用彈簧驅動式

的風箱來控制驅動壓力，最高可調至 120 cmH₂O，SV 900 C 是以調整每分鐘通氣量為基準，再配合呼吸速率來決定潮氣容積 (V_T)，再經由設定吸氣時間百分比和暫停百分比 (pause) 決定吸氣吐氣比率 ($I:E$ ratio)。此外，SV 900C 亦具有多重的告警提示，並在容積控制 (volume control) 時提供深呼吸的功能。

觸發靈敏度 (trigger sensitivity below peep) 控制可建立病人呼吸功所需之壓力以啟動吸氣。吐氣壓力轉換器監視呼吸器內部管路吐氣側之壓力，如壓力降至觸發靈敏度設定之位準時，便再啟動吸氣。SV 900C 之 peep 主要是由吐氣伺服閥及 peep 控制鈕來控制。其為電子式控制方式。在吐氣狀況時吐氣流量及壓力轉換器會監視一些參數。當吐氣流量達到最小且壓力等於設定之 peep 值時，則吐氣閥會再度打開，並允許吐氣直到壓力為 peep 位準為止。

在呼吸氣面板左下方有三種特殊功能鈕，提供手動之控制功能，包括：

- (1) 吸氣停頓保持 (inspiratory pause hold)：當壓下此鈕，吸氣及吐氣伺服閥在吸氣後均關閉，直至放鬆按鈕為止，這便可提供手動之容積保持，或是用來檢查肺測試器 (test lung) 之漏氣現象。
- (2) 吐氣停頓保持 (expiratory pause hold)：壓下此鈕時，吸氣及吐氣閥均關閉直至放鬆按鈕為止。
- (3) 氣體交換 (gas change)：當壓下此鈕時，二個伺服閥均打開，風箱 (bellow) 會經由病人管路將其內之氣體排出。從進氣端來的氣體則繼續進入風箱然後排出，直到放鬆此鈕為止。

四、應用及用途

基本上 SV 900C 的型態可分為控制模式 (controlled mode)、輔助模式 (support mode)、輔助及自發性模式 (spontaneous)、手動模式 (manual)，以下介紹之。

1. 控制模式

其中包含了體積控制 (volume control, VC)、VC + sign、壓力控制 (pressure control, PC) 三種，適用之範圍有 (1) 顯著的呼吸方面疾病。(2) 顯著的心臟血管方面疾病和上腹部或胸腔手術。(3) 病人

無呼吸能力。

- (1) VC 可保證病人能夠吸足一定的量，若病人呼吸道病變，則易造成呼吸道壓力過高問題。PC 可控制呼吸道壓力，但容積無法控制，故無法確保每分鐘換氣量足夠。
- (2) VC 和 VC + sign 適用於：①病人肺部正常，但因其他因素必須使用呼吸器。②一般手術後之病患。
- (3) PC 適用於：①無呼吸能力之病人。②氣管內插管有漏氣。③需要初期高流量速以便將閉鎖的肺部組織 (肺泡) 打開的病人。④肺部壓力變化且避免高峰值壓力的病人。⑤肺部受損的病人。⑥氣喘。⑦慢性及氣管栓塞。⑧支氣管痙攣。⑨插管上未附 cuff 的小孩子。及⑩手術後病患。

2. 輔助模式

其中包含了壓力輔助 (pressure support, PS)、SIMV + PS 適用範圍有：(1) 欲脫離呼吸器的病人。(2) 呼吸能力不足的病人。

- (1) PS 的優點是病人可控制速率和吸氣吐氣比 $I:E$ ，可調整輔助位準 (support level) 以補償插管後氣道內的阻力，並因沒有控制模式下會 fighting 的狀況，故減少鎮靜劑 (sedation) 的需求。適用之病人：①有呼吸趨率。②有能力呼吸，但通氣量不足之病人。③準備脫離的病人。④通氣需求改變的病人。⑤對呼吸所做的功很敏感之病人，以及為克服管路所產生之阻力而需適當的壓力輔助的病人。⑥在脫離呼吸器過程中防止呼吸肌肉疲勞。
- (2) SIMV + PS 的優點是加上 SIMV，使病人在準備脫離呼吸器時亦有同步且強制性通氣，較不易產生窒息的現象。SIMV 週期可分為二個階段，1. SIMV 階段病人獲得同步且強制性的通氣。2. 自發性階段病人可自發性呼吸。適用之病人：①呼吸能力不足。②準備脫離呼吸器的病人。

3. 輔助及自發性模式

包含有 SIMV 及 CPAP (continuous positive airway pressure)。

- (1) SIMV 則在自發性期間內無任何壓力輔助，其餘和 SIMV + PS 相同。
- (2) CPAP 的適用範圍：①病人有自發性呼吸能力但仍需 CPAP 防止氣道閉鎖。②有自發性呼吸能力但仍需使用機器監視病人。

4. 手動模式

使用在當麻醉機時，用於麻醉剛開始或完成時。

五、儀器使用安全注意事項

呼吸輔助器市場上種類繁多，各家製造商除基本功能外，均各自研發出專有的呼吸功能模式，限於篇幅，以上僅簡略舉例述說單一機種於臨床上功用。欲知詳情請參考各機型手冊及相關資訊。由於醫院醫療作業多元化，醫療儀器設備日新又新且精密，提升了醫師臨床診斷的正確性，進而增進醫療服務的品質；但相對地，也促使醫療成本持續高漲。儀器設備的昂貴，使得醫院採購時需多方面考量，如廠商信譽、零件庫存、售後服務及人員的素質；儀器使用者也需具備正確操作方式和能力，並重視平日之管理，使用後也能確實作好維護及保養工作，期使儀器設備發揮最大效能，提供準確醫療診斷依據。基於病患依賴呼吸輔助器通氣控制功能來維持其生命，若參數調整錯誤、使用者疏忽濫用或儀器故障，將會危及病患的安全，尤其是給予病患肺部過高壓力所導致之傷害。因此為減少設備故障機率、延長儀器使用壽命、增加醫院收益成本，端賴有效且確實保養事項，以達成之。

1. 呼吸輔助器的保養方式

- (1) 由呼吸治療部門內專職人員，負責一、二級保養事項。
- (2) 由醫院內所屬醫學工程部門人員，負責三級以上保養事宜。

- (3) 交由製造廠商或代理商負責。

2. 保養程序步驟

- (1) 各功能方面之測試。
- (2) 各零件之分解。
- (3) 各零件之清潔、更換。
- (4) 各零件之消毒。
- (5) 各零件之組合、測試。
- (6) 臨床功能測試。

3. 保養部分

- (1) 病人吸氣、吐氣端的管路部分。
- (2) 機器內氣體管路部分。
- (3) 機器內電子控制部分。
- (4) 機器外表控制部分。
- (5) 所屬各配件部分。

4. 消毒部分 (以防感染)

- (1) 機器外表。
- (2) 機器監測儀器。
- (3) 病人呼吸管路。
- (4) 潮濕器部分。
- (5) 吐氣瓣閥部分。

參考文獻

1. *Intensive Care Medicine*, 15 (1989).
2. *Am. Rev. Resp. Dis.*, 138 (1988).
3. *Am. Rev. Resp. Dis.*, 139 (1989).
4. *Design and Implementation of Microprocessor - based Ventilator Monitoring System.*
5. G. C. White, *Equipment Theory for Respiratory Care*, 2nd. ed., Delmar Publishers.
6. D. R. Dantzker, *Cardiopulmonary Critical Care*, Grune & Stratton Inc. (1986).

作者：詹飛龍先生為台北榮民總醫院醫學工程組工程員。

高頻率呼吸器

High Frequency Ventilator (HFV)

關鍵字：高頻呼吸器、高頻正壓通氣、高頻噴射通氣、高頻震盪通氣

Keywords：high frequency ventilator, high frequency positive pressure ventilation, high frequency jet ventilation, high frequency oscillatory ventilation

一、基本原理

高頻率呼吸器 (HFV) 是一種能夠達成合適的氣體交換，減輕呼吸器所引起的肺損傷，減輕過高胸內壓造成血液動力副作用的通氣方法。高頻通氣方式可以治療傳統呼吸器無法治療的病患，如肺部漏氣的嬰兒病患(亦即氣胸與肺部組織間隙氣腫 PIE)。

HFV 可藉由較低的壓力，獲得較佳的氣體交換，使肺部漏氣的程度減少，亦不會使腦室出血及肺支氣管發育不良的患者更形惡化，此結果使臨床人員可以有更多的選擇，以彌補傳統式呼吸器的缺點。

高頻呼吸器的通氣方式有：(1)高頻正壓通氣 (high frequency positive pressure ventilation, HFPPV)，(2)高頻噴射通氣 (high frequency jet ventilation, HFJV)，(3)高頻振盪通氣 (high frequency oscillatory ventilation, HFOV) 分述如下。

1. 高頻正壓通氣 (HFPPV)

1967 年由瑞典 sjostrand 提出 HFPPV 原理，其目的是減少氣道無效腔量，以較少的潮氣量 (tidal volume, V_T) 與較快的通氣頻率，在較低的平均氣道壓力 (P_{aw}) 提供適當的肺泡通氣。HFPPV 一般之設定值：流量 (flow) 約為 175–250 L/min，潮氣量 (V_T) 約為 3–4 mL/kg，通氣頻率為 60–100 次/min。圖 1 為 HFPPV 通氣圖。

2. 高頻噴射通氣 (HFJV)

1977 年由 Klain 和 Smith 提出，將高壓氣源經由氣道的一條小孔徑管子輸送，電磁閥的開關乃由定時器或流體控制閥作調節。其因為出口較狹窄，所以產生噴射效應。管子周圍因而產生側流量，而病人接受的氣體總量則為管子出來的量加上側流

量。HFJV 一般設定值：吸氣時間與吐氣時間比 ($I:E$) 通常為 1:2 至 1:8，呼吸頻率約為 100–200 次/min；由於 HFJV 所產生的驅動壓力、吸氣時間、側流量、背壓以及呼吸器產生之阻力等因素，使得潮氣量很難精確地預估。HFJV 與 HFPPV 相似吸氣主動，吐氣被動。圖 2 為 HFJV 通氣圖。

3. 高頻振盪通氣 (HFOV)

HFOV 為吸氣與吐氣均為主動式，由一種活塞

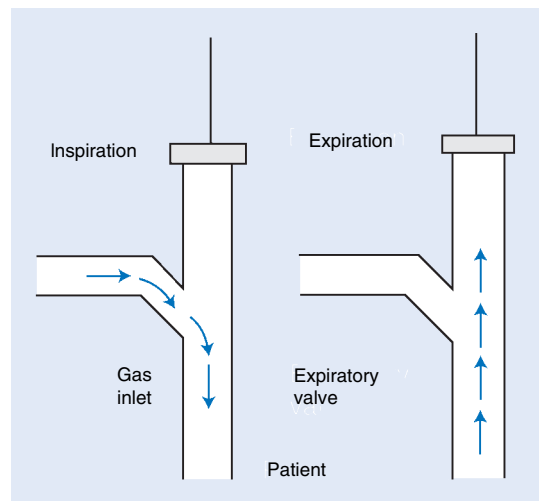


圖 1. 高頻正壓通氣。

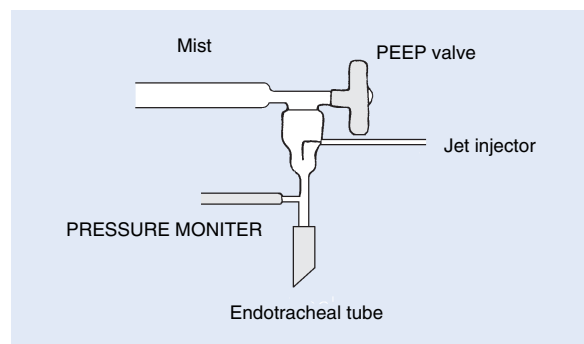


圖 2. 高頻噴射通氣。

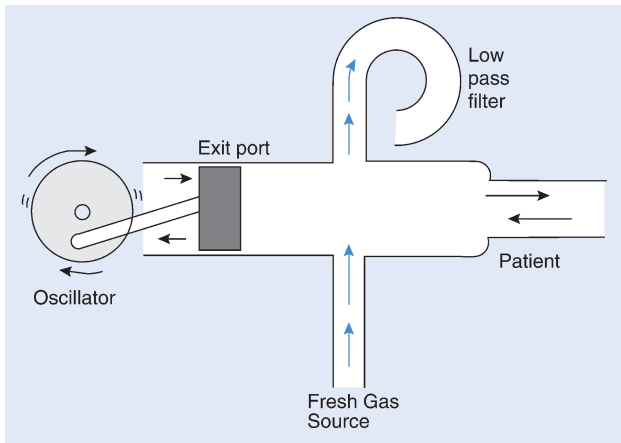


圖3. 高頻震盪通氣。

(piston) 往復的推動產生一振幅壓力，一般出現正弦壓力圖形，可由微電腦控制作調整，圖 3 為 HFOV 通氣圖。

二、儀器規格與特徵

目前市面上的高頻呼吸器可分為三種：(1) HFPPV，(2) HFJV 及 (3) HFOV，主要的規格差別在於驅動方式，但主要的目的是提供較低的潮氣量 (低於無效腔量)，高流量來維持 CO_2 的值。

高頻呼吸器與傳統的呼吸器最大的不同點在於 HFV 需要高流量來維持 CO_2 的值，在高順應性肺的病人或是 I/E 比值倒置方式時，氣體累積最令人擔心，所以持續監測肺泡過度通氣是非常重要的。

使用高頻呼吸器時的氣體混合，可受心臟的振盪而加強，有助於加強週邊氣體混合及分佈。高頻呼吸器的原理和傳統呼吸器的效果非常相似，為了改善合氧狀況，高頻呼吸器必須以肺容積／肺泡復原方式互相配合，高頻呼吸器的作用，當低肺張力

時仍可維持吐氣肺容積，減輕呼吸器引起的肺損傷。

三、應用與用途

高頻率呼吸器為一種機械式的呼吸器，使用不尋常的高速率和低的潮氣量。成功的應用引起一些有關呼吸的基本觀念問題，尤其是和機械式呼吸之間關係。觀念上應該能夠分辨呼吸 (或移走 CO_2) 及和氧量。前者需要氣體進出肺部，後者則由通過氣路到達肺泡的氧氣上升率來達成。

高頻呼吸器呼吸方式使用接近或等於無效腔量 (即 $V_{\text{HFV}} \leq V_{\text{D}}$)，摒除了傳統的呼吸器理念，由於氣管分枝的攪流而使擴散增加，每一個支氣管分枝都有一個擴散效應，隨者氣管分枝擴散不斷增加，振動可單獨引起前側氣流替換，造成深部的氣體混合。

高頻呼吸器僅在一種病理學應用上證實優於傳統呼吸器：肺部漏氣，亦即有縫隙的氣腫以及支氣管胸膜炎癭。無論如何，高頻呼吸器經常在較低的平均氣管壓力下比傳統呼吸器更具效率。一些研究者發現在需要低的平均壓力時，將間歇性強制通氣 (IMV) 和 HFV 混合使用對和氧來說也許是必要的。

參考文獻

1. G. Noack. M. D., *Ventilatory Treatment of Neonates and Infants.*
2. Jen-Jui Ton, Kuo-Inn Tsou Yau, *High Frequency Oscillatory Ventilation in the Rescue of Neonates with Severe Respiratory Failure.*
3. 張智卿, 鄭瑞駿, 呼吸照護期刊, April (1995); August (1997).

作者：彭俞禎小姐為台大醫院醫學工程室醫學工程師。

麻醉機

Anesthesia

關鍵字：二氧化碳吸收器、流量計、麻醉劑揮發器、迴路管路、麻醉呼吸器、廢氣排除、麻藥消耗量
Keywords： CO₂ absorber, flowmeter, vaporizer, rebreathing tube, ventilator, scavenger, agent consumption

一、前言

近年來麻醉機發展技術相當快速。從簡單的手動控制到機械結構機能控制，及目前具有電子技術的電腦系統，包括資料處理、連線功能及加強氣路迴路安全控制方面也更趨於完整。麻醉之功能，消極地乃是為免除患者於手術時的痛苦；積極地更是能維護患者各種正常的生理機能。也就是應用麻醉機，將其麻醉氣體與非麻醉氣體，視情況把適量的麻醉劑予以汽化，混合後輸送給病人麻醉，以達臨床效果。因此麻醉機便擔負著非常重要的角色。目前麻醉機在控制調配吸入性麻醉的安全考量上，已有長遠的進步。至於麻醉機設備也一直邁向於較人性化的控制及方便；但相對地，也使得結構日趨複雜，因此操作者便需要完善的配備結構教育。

二、麻醉呼吸氣路原理

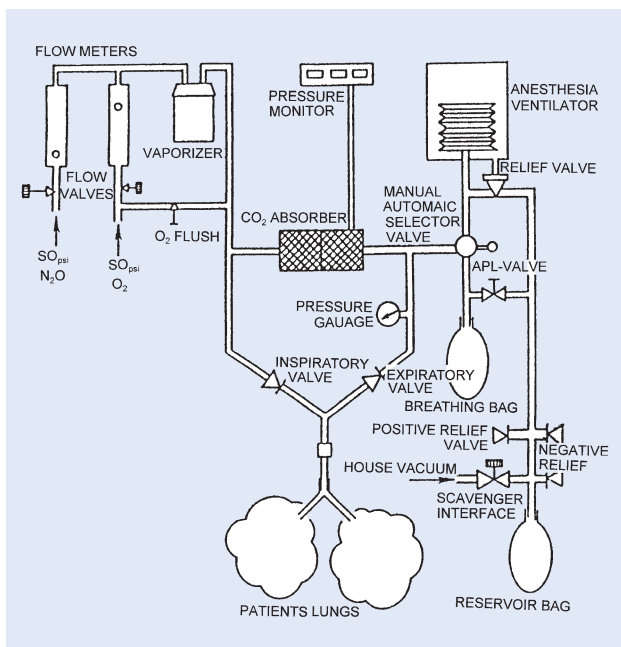


圖 1. 麻醉呼吸氣路。

由圖 1 可見，氧氣 O₂ 與笑氣 N₂O 混合著適量的麻醉劑 (H. E. I.) 順向流經吸氣閥 (inspiratory valve)，輸送給病人。當病人吐氣時，氣體再順向流經吐氣閥 (expiratory valve)，收集於呼吸袋 (breathing bag) 或呼吸器風箱 (bellows) 內，再吸氣時，氣體經由二氧化碳吸收器 (CO₂ absorber)，把 CO₂ 過濾及保持微溫與濕度給病人，此時手動 / 自動選擇閥 (manual/automatic selector valve)，可決定換氣方式，藉著自動換氣或有節奏地擠壓呼吸袋方法來提供給病人換氣。當管路上壓力錶刻度顯示壓力太高時，表示氣體過多，此時可調整壓力限制閥 APL (adjustable pressure limiter valve)，把多餘的氣體排出到廢氣排除系統 (scavenger system)，再經由中央真空系統排出。整個氣路可說是在一個密閉循環迴路內，不斷重覆吸氣、吐氣來提供病人麻醉呼吸。

三、結構示意圖

麻醉機基本結構大致可區分為六個部分：(1) 氣體來源及控制 (gas supply and control)，(2) 流量計 (flowmeter)，(3) 麻醉劑揮發器 (vaporizer)，(4) 迴路管路 (rebreathing tube)，(5) 麻醉呼吸器 (ventilator)，(6) 廢氣排除 (scavenger)。圖 2 為一個三種氣體線路的結構圖。以下就其結構部分作一簡略述說。

1. 氣體來源與控制

麻醉機基本上以 O₂ 與 N₂O 為主，用量也最大。目前各醫院以醫用中央氣體 (hospitals central gas) 為供應來源。供應系統不是氣體鋼瓶便是液化氣體貯槽，這些設備可分為連續式及變換式的供應系統。連續式系統包括一主供應儲槽，需定期的加以裝填充氣。在正常的操作情況下，主氣源通常以氣體供應此系統，另需有一備用氣源，其具有一定

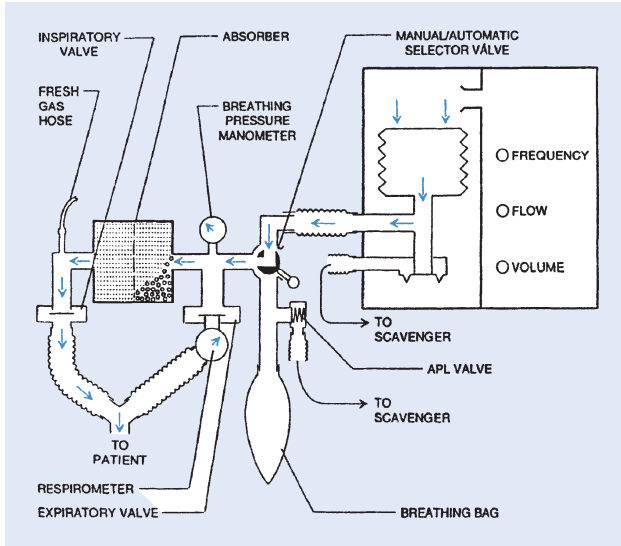


圖4.循環迴路系統。

完全沒有進入揮發器內部。

- (2) 若濃度刻度設定為 0.2 % 以上位置時，內部開關自動地打開並引導氣體流進揮發器內部，隨後進入溫度補償旁路，此時氣體分成兩股流向：主流向流經旁路後沒有結合任何麻醉劑便從出口埠輸出；但副流向進入壓力補償結構，壓力補償的扭曲結構功能用來消除在揮發室內壓力的波動，避免由於壓力波動而影響體積濃度輸出的準確度。
- (3) 氣體流經壓力補償後進入揮發室時，被麻醉劑部分滲透，此時氣體已帶有麻醉劑成分，然後再經由控制錐離開揮發室，而控制錐由濃度設定來控制，即濃度設定越高時，控制錐兩旁洞口越大，所輸出的麻藥就越多。
- (4) 最後進入溫度補償旁路與主流向氣體混合從出口埠輸出。
- (5) 利用溫度補償旁路來藉以改變主流向與副流向的比例而修正溫度的變動。

以上簡略說明之。唯其需注意麻醉藥用量的計算，關係到成本的問題，下列介紹一種快速計算方式：

麻醉藥消耗量計算公式為濃度刻度 (c , hand wheel, % concentration) 乘以流量大小 (v , flow rate, L/min) 及時間 (t , number of minutes)，再除以不同麻醉藥的固定參數 (N , magic number)，即等於麻醉

藥的消耗量 (Q , agent consumption, mL)。不同麻醉藥的固定參數 (N)，例如 Halothane 為 227.0、Forane 為 196.0、Enflurane 為 198.0。

$$Q = c \times v \times t \div N$$

4. 呼吸迴路管路

參見圖 4 為目前麻醉機所普遍採用，稱為循環迴路系統 (circle system)。其優點為利用循環系統可降低手術房內的污染，增加呼吸迴路管路內溫、濕度及節省麻醉劑的消耗；缺點為連接方面結構較為複雜。其動作原理如下：

- (1) 首先以手動方式來分析，將手動／自動選擇閥在手動位置。
 - ① 吸氣時，當擠壓呼吸袋時，產生正壓把吐氣閥關閉，吸氣閥打開。氣體流動方向先經選擇閥、壓力錶，再從上而下經過二氧化碳吸收器 (CO_2 absorber)，此時吸收劑可把 CO_2 過濾，最後再輸送給病人。當壓力太高時可藉由 APL 閥將多餘氣體直接送到廢氣排除系統。
 - ② 病人吐氣時產生正壓而把吸氣閥關閉，吐氣閥打開。同時吐出的氣體含有 CO_2 ，流動方向為先經壓力錶、選擇閥，最後把呼吸袋充漲。此時新鮮氣體由下而上經過 CO_2 吸收器，至頂端時與病人吐出的氣體混合。同樣的若壓力太高時，可藉由調整 APL 而把多餘氣體排放到廢氣排除系統。
- (2) 呼吸器控制換氣方式，需先將手動／自動選擇閥在自動位置。
 - ① 當選擇閥在自動位置時，呼吸袋與 APL 便失去功用。吸氣時，呼吸器驅動氣體壓縮風箱 (bellow) 而產生正壓把吐氣閥關閉，吸氣閥打開。氣體流動方向先經選擇閥、壓力錶，再從上而下經過 CO_2 吸收器，此時吸收劑可把 CO_2 過濾，最後再輸送給病人。位於呼吸器風箱內的換氣排除閥，具有 APL 的功能，當吸氣時氣體流動施壓在排除閥而把出口堵住，使得所有氣體直接輸出給病人。
 - ② 吐氣時呼吸器停止壓縮風箱，使得換氣排除閥可打開，而病人吐出的氣體產生正壓把吸氣閥

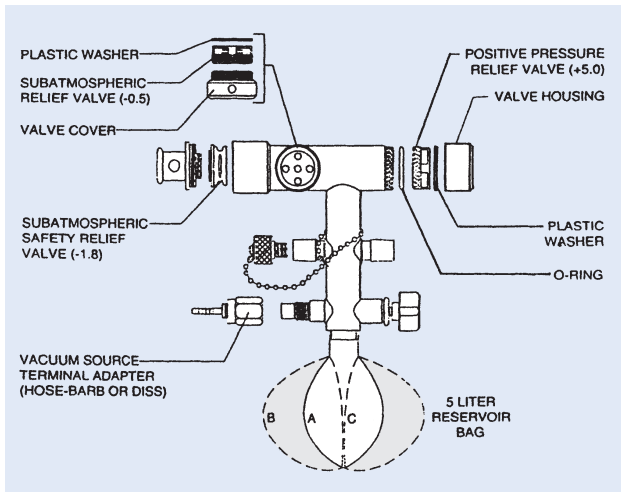


圖5. 廢氣排除系統。

關閉，吐氣閥打開。同時在 CO_2 吸收器頂端與新鮮氣體會合再經過壓力錶、選擇閥，最後把呼吸器風箱充漲。當呼吸器風箱被充漲時，吐出氣體仍有剩餘壓力可把換氣排除閥球打開，經由此把多餘氣體輸送至廢氣排除系統。

5. 麻醉呼吸器

通常麻醉手術所使用呼吸器較一般呼吸治療科所使用呼吸器簡單。但歸納起來不外乎應用下列兩種方式。早期使用方法稱為單迴路呼吸器。目前大都採用雙迴路式呼吸器。唯須注意，麻醉呼吸器風箱有兩種設計方式：(1) 為 *ascending bellow type*，也就是說在呼氣時風箱往上昇，可作為監測迴路管路狀況，若管路氣體無法使風箱充漲，則可目測管路有開路現象。(2) 為 *descending bellow type*，此型風箱因本身重量受地心引力影響，會產生管路內負壓，而由細孔隙吸入空氣，沖淡麻醉藥劑及氧氣，致使病人缺氧，易發生危險，所以較少採用。

6. 廢氣排除系統

廢氣排除系統其目的為蒐集轉移病人吐出的廢氣，再藉由中央真空系統將廢氣排出，以免廢氣四溢造成手術室內污染。若採用封閉式廢氣排除系統，係使用彈簧壓力閥方式，作正負壓排放功能，而清除界面的吸入系統為封閉式排除結構。此系統結合醫院中央真空系統，利用隔離真空系統將病人廢氣從管路中移除。由圖 5 可知醫院中央真空系統

與排放界面以 DISS 規格相連接，另外具有一個 5 公升的廢氣袋 (reservoir bag) 是裝在排除界面的底部，同時真空控制閥作適當的調整得不致廢氣袋過度膨脹 (如圖 5 中 B 位置)，或完全放鬆 (如圖 5 中 C 位置)，而是稍微膨脹 (如圖 5 中 A 位置)。但因氣體從管路經過排除界面時會有改變量的情形發生，所以需週期性注意調整控制閥。當吐出氣體在排除界面有濕氣時會有過度吐氣末端正壓 PEEP 產生，此時 $+5 \text{ cmH}_2\text{O}$ 正壓解除閥開啟，藉著逐出過多氣體到大氣中，以預防 PEEP 超過 $+5 \text{ cmH}_2\text{O}$ ；相反時，如果過度真空時將會造成負大氣壓狀態，此時 $-0.5 \text{ cmH}_2\text{O}$ 負壓解除閥能把周圍空氣吸入排除系統中，以預防負壓引起管路中病人吸氣量的不足。另外 $-1.8 \text{ cmH}_2\text{O}$ 負壓解除閥作為預備支援，以預防 $-0.5 \text{ cmH}_2\text{O}$ 負壓解除閥無作用時可發揮功效。唯須經常注意灰塵的堆積以致無法作排放的動作。

四、結論

由於麻醉機在手術室內的使用率很高，也關係到病人的安危，所以須特別注意平時保養，建議每日使用前先檢測下列功能：(1) 管路漏氣測試，(2) 定期更換蘇打石灰石，(3) 氣體鋼瓶測試，(4) 廢氣排除系統功能測試，(5) 氧氣濃度 21 %、100 % 校正，(6) 麻醉劑揮發器測試，(7) 流量計測試及 (8) 壓力監視器測試。

近來隨著科技的進步，麻醉機不斷推陳出新且漸邁向電腦化的時代，雖然麻醉機的基本構造和原理不變，但在監視器方面卻陸續增加許多功能，甚至可以連線到主控室、主任辦公室，以隨時監視每個手術病人的進行狀況，減少人力和記錄上的誤差，也可減輕麻醉師們沈重的工作量及增加病人的安全，造成雙贏的局面。

參考文獻

1. J. Cicman, C. Himmelwright, V. Skido, and J. Yoder, *North American Drager-Operating Principles of Narkomed Anesthesia System* (1993).
2. E. Dowie and L. M. Huffman, *Ohmeda-The Anesthesia Machine: Essentials for Understanding* (1985).

作者：詹飛龍先生為台北榮民總醫院醫學工程組工程師。

電擊去顫器 Defibrillator

關鍵字：電擊去顫器、心房纖維顫動、心室纖維顫動

Keywords：defibrillator, atria fibrillation, ventricular fibrillation

一、基本原理

在早期由於心臟加護病房 (CCU) 的設立，使得在心臟方面的疾病，像急性心肌梗塞的死亡率有顯著的下降，主要的原因在於能早期偵測到心律不整的疾病，如心室顫動、心悸亢進等，當此發生時，利用心電圖 (electrocardiograph, ECG) 監視器和適當的治療，則可以避免此疾病的死亡。而在治療心律不整方面，若電擊器使用得當，其所得到的成效就如同以藥物來治療一樣。理論上不論是直流或交流電流均可作為去除顫動，但直流電流的效果比較明顯，且對心肌的傷害較少，所以較為廣泛的使用。實際上這裡的直流電流並不是固定的電流，而是類似正弦波的變化。當做電擊時，由電容器上所充的能量，由於繼電器的動作把能量加於病人身上，假設電容器的值是 C (μF)，電容器兩端的電壓是 V (V)，能量是 W (J)，則儲存在電容器上的能量為：

$$W = 1/2 \times C \times V^2$$

電容器上的能量必須由要電擊板控制開關來控制以釋放出來，當需要放電時，按下這兩個開關，放電的繼電器就會動作，能量就由電容器上傳到人

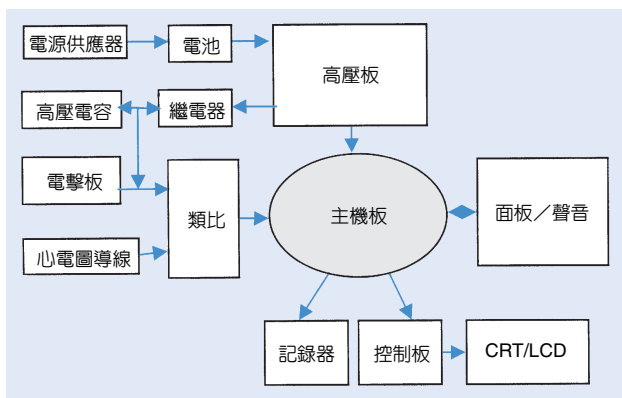


圖 1. 電擊器功能方塊圖。

體流過心臟。在實際的操作情形，從皮膚先前的處理、電擊板 (paddle) 放置的位置、每一個電擊板所應施加的壓力等，都會影響到輸入阻抗，當阻抗不同時，由電擊器設定輸出的能量就無法完全到達人體。

二、電擊器的構造

電擊器功能方塊圖如圖 1 所示。電擊器各部分功能簡述如下。

1. 心電圖信號類比輸入板 (analog ECG board)

- (1) 隔離、選擇及放大病患的心電圖信號
- (2) 供給指示信號看電擊板接觸之程度
- (3) 供給 1V 的心電圖輸出信號

2. 主機板 (main board)

- (1) 心電圖信號的處理
- (2) 電擊板充電及放電控制
- (3) 系統監視
- (4) 控制記錄器的功能
- (5) 控制供給陰極射線管或液晶顯示板的波形及訊息
- (6) 面板按鍵及指示燈的控制

3. 陰極射線管或液晶顯示板 (CRT/LCD) 控制板

- (1) 供給 CRT/LCD 的基本電壓
- (2) 控制 CRT/LCD 的水平及垂直偏向、明暗、聚焦
- (3) 信號的處理及放大

4. 高壓板 (high voltage board)

- (1) 供應高壓給高壓電容
- (2) 安全繼電器的驅動
- (3) 病患端繼電器的驅動

5. 高壓電路 (high voltage circuit)

- (1) 高壓電容及模擬負載
- (2) 安全及病患端繼電器
- (3) I-Peak 測試器、線圈及電感
- (4) 電擊板

6. 記錄器 (recorder)

- (1) 馬達驅動及速度控制電路
- (2) 列印 (可分為熱感筆式及熱寫頭式)
- (3) 列印紙的偵測

7. 電源供應器 (power supply)

- (1) 交流／直流電壓轉換
- (2) 電池及電池充電控制
- (3) 直流／直流電壓的轉換

三、應用

電擊方式共分為三種：(1) 心臟外部電擊，(2) 心臟內部電擊，(3) 心臟電擊整律術。心房纖維顫動 (atria fibrillation) 是心房細胞不協調的去極化與再極化，以致心房沒有收縮的將血液注入心室，且房室結不再規律地刺激，這個結果造成只有少量的血液進入心室，也使心室產生不規則的收縮。我們要注意的是，我們不是看不到 P 波就是看到一連串不規則的微細波紋；在 P 波的位置產生的漣波稱之為 F 波。AF 的處理方式通常開始先使用心臟鎮靜的藥物，當藥物控制失效時，一種較激烈的處理方式將被使用，那就是「心臟電擊整律術」。心室纖維顫動 (ventricular fibrillation) 包含化了心室細胞不協調的去極化與再極化，將使心臟的電子動作混亂，且很快地使心室收縮，但它不像 AF，VF 是可致死的，因為心室沒有時間去注入血液，幫浦的效率幾乎為零，血液無法流動，病患在幾秒鐘將失去知覺，除非立即施於急救，否則將無法避免的對大腦造成傷害甚至於死亡。對於 VF 最立即的處理方式就是重新供應充足帶氧的血液給大腦，而最有效的步驟就是將心臟重新啟動，並穩定病人的條件，及確認心臟傷害的範圍，而我們將此方法稱之為「心臟電擊去顫術」。在心房或心室的顫動，心肌是在不規則的刺激下，所以有些是去極化，有些是

再極化，若將電極置於心臟的兩邊施以交流或直流電流，作有規則的流入或流出心肌，細胞的電位就隨著調整，竇房結將自然產生律動，使心臟重新開始正常的跳動，因此顫動就停止了。

在運用心臟電擊整律術時，要在心臟週期的那一段時間電擊出去是極度的重要，若電擊時正值心室再極化，將造成心室顫動的初使化，為了防止這樣的情形發生，將會在電擊時使用心電圖同步化，必須注意的是，並非按下電擊控制鈕就可電擊出去，而是要在同步電路偵測到 R 波後，連續按著控制鈕才可電擊出去；而心室顫動時，由於儀器無法偵測到 QRS 波，所以無法使用心電圖同步化，只要按照一般電擊程序即可。另外一種電擊方式是「心臟內部電擊」，一般是在做開心手術時，遇到緊急情況時使用，由於是直接對心臟電擊，為了避免傷害到心臟肌肉，所以電擊器設計輸出能量最大值都在 50 J，且所使用的電擊板也不相同。現在的電擊器除了電擊的功能外，還具有 ECG 監視的功能，平常可以當作 ECG 監視器使用，並附有記錄器，可記錄電擊前後的波形變化及警告訊號時 (alarm) 的波形，另外有一些電擊器還可做為無線電 ECG 的監測及有血氧濃度測量 (SaO₂) 的功能。

四、採購評估的要點

現在在市面上的電擊器，其功能一般大同小異，其所要注意的在以下列出。

1. 硬體規格

- (1) 電擊方面：1. 可否內部電擊 (一般為外部電擊)，2. 能量之選擇度 (預訂值或可自行設定)，3. 可否心電圖同步化 (synchronizer)。
- (2) ECG 監視方面：1. 螢幕的種類 (CRT 或 LCD)，2. 螢幕的尺寸，3. 電擊導程之設定 (Lead 1, 2, 3、V1-V6、AVL、AVR、AVF)，4. 警告信號的設定 (是否可自行調整)，5. 頻率響應 (0.05—100 (lead Hz)、0.5—25 (paddle Hz))。
- (3) 記錄器：1. 列印的種類 (熱感筆或熱寫頭)，2. 速度之選擇 (12、25、50 mm/sec)，3. 尺寸。
- (4) 電源：1. 是否可由電池使用，2. 電池的種類、充電時間及充飽電可使用的時間。
- (5) 其他：1. 血氧濃度量測，2. 心電圖分析，3. 無

線電心電圖監測，4. 外接心臟節律器，5. 可設計列印報告。

2. 價格儀器的穩定性

3. 原廠的信譽及廠商的服務

參考文獻

1. Ecri's Hospital Product Comparison System (1996).
2. HP, Physic Control, Nihon Kohden Defibrillator Service

Manual.

3. 李文森, 解剖生理學, 華杏出版股份有限公司 (1996).

作者：黃俊凱先生為高雄工專電子科畢業，現任國立台灣大學醫學院附設醫院醫工室技士。

林啟萬先生為 Case Western Reserve 大學醫學工程博士，現任國立台灣大學醫學院醫學工程研究中心副研究員兼任副教授。

心臟節律器

Cardiac Pacemaker

關鍵字：心臟節律器、心律不整、心律過慢、心搏過速

Keywords：cardiac pacemaker, arrhythmia, bradycardia, tachycardia

一、基本原理

心臟節律器是利用連續的脈波電流或電壓施加到體表或心臟表面 (epicardial) 或心臟肌肉內 (endocardial) 以控制因心跳頻率不規則 (arrhythmia) 或太慢 (bradycardia) 而導致的心律不整現象。雖然早在十九世紀末就有人成功地利用施加電刺激於人體表面，而挽救因麻醉而導致的心臟停止之病人。但到了約四十年前才成功的將心導管電極的做法與脈波產生器結合，發展成置於心臟的電極及植入皮下的脈波產生器與電源，由此簡化了手術程序與實用性，如今在臨床上心臟節律器本身及手術，都已經是成熟並被廣為接受的产品與技術。

根據 North American Society of Pacing and Electrophysiology (NASPE) 和 British Pacing and Electrophysiology Group (BPEG) 的推薦，目前被廣為使用於辨認節律器工作模式的 NBG (NASPE/BPEG Generic Pacemaker Code) 辨識碼，其第一碼代表被電擊的心臟位置，第二碼代表感測電擊的位置，第三碼對感測訊號的反應模式，第四碼代表可程式及速率調變的情形，第五碼代表對抗心搏過速 (tachycardia) 的功能，其詳細對應功能如表 1 所示。雖然 NBG 碼擴充到五碼，但是仍然可以見到三碼的使用。

在非同步模式下 (AOO 或 VOO) 通常是以固定

頻率 (約每分鐘 70 次脈衝) 產生電刺激，但這有時會因心臟恢復自主活動的頻率而導致嚴重的心室顫動 (ventricular defibrillation) 或心輸出量 (cardiac output) 減少。故而有「主動需求」式心臟節律器的設計，經由感測心房或心室的活動訊號，抑制或觸發節律器的脈衝輸出。例如常見的心室抑制式節律器 (ventricular inhibited pacemaker, VVI)，可感測心室的 QRS 訊號，當其頻率高於設定值時，會抑制節律器的脈衝輸出。雙位置 AV 可程式節律器 (DDD) 雖然需要小心地置放電極，但因可同時自心房及心室感測與刺激並可重新設定成不同的刺激模式 (例如 DDD、DVI、VDD、VVI 等)，而被廣為使用。

模仿正常心臟因應生理活動需求而反應的節律器，可以感測身體位置的改變、心室的血液溫度、pH 值、氧氣濃度及呼吸的頻率等生理參數以調整脈衝輸出。這些參數的量測可分別藉由壓電晶體、加速度計、熱敏電阻或阻抗來達成。結合體位感測及其他生理參數的混合式節律器是目前發展方向。

通常可程式的特性包括有刺激模式、刺激頻率、不反應時間、脈衝大小、脈衝寬度、靈敏度、AV 的傳導延遲時間等。這些設定可能經由磁場或無線電脈波的傳輸送達到植入的裝置內，並經由特

表 1. NASPE/BPEG 辨識碼。

對應位置	I. 刺激位置	II. 感測位置	III. 感測反應	IV. 可程式性與調變	V. 對抗心搏過速的功能
分類	O = 無 A = 心房 V = 心室 D = 二者 A+V	O = 無 A = 心房 V = 心室 D = 二者 A+V	O = 無 T = 觸發 I = 抑制 D = 二者 A+V	O = 無 P = 簡單 M = 多種 C = 通訊 R = 速率調變	O = 無 P = 節律刺激 S = 刺激 D = 二者 P+S

殊的編碼與解碼電路，達到多重設定的目的。另外亦須有特定方法可以確認所輸入的設定被正確地接收與執行，有些節律器具有遙傳的能力，可以將設定的情形，甚至包括電池的剩餘量、刺激電流、電極阻抗、心電圖和即時事件的標識回傳至體外的主機以作適當的顯示。有些單元可利用遙控方式，自動地改變脈衝的振幅及寬度以找出最佳的刺激門檻，以減輕電源的負荷、延長使用時間。故而具有遙控可程式能力的節律器，可以微調改善其參數，以符合患者的實際需求，並大幅減少再次手術的需要。

二、結構示意圖

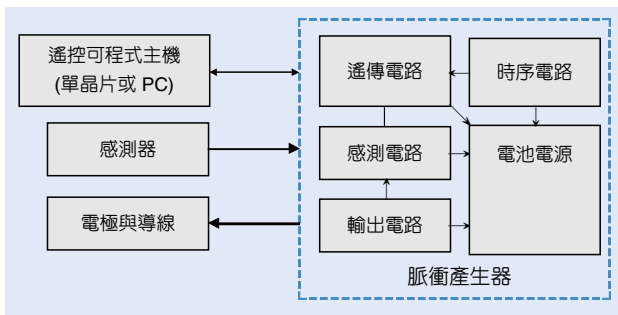


圖 1. 心臟節律器構造方塊圖。

完整的心臟節律器主要構造單元如圖 1 所示，主要是由脈衝產生器、導線和遙控程式主機所構成。其中脈衝產生器包括有電池電源、感測電路、時序電路、輸出電路和遙傳電路等重要組件，其功能簡述如下。

1. 遙控可程式主機

遙控傳輸以無線電脈波為主，傳送編碼後的指令，以改變脈衝產生器的參數及回傳診斷訊息與資料。目前市場以 PC 相容產品為主，著眼於臨床患者資料追蹤管理、可程式性之維護與升級難易及避免其他干擾源的錯誤電磁訊號。

2. 遙傳電路

大多以 300 Hz 中心頻率的無線電脈波作為雙向傳輸的方法。即時遙傳則大致包括有脈波振幅、寬度、電極導線阻抗、電池阻抗、電流、電荷及能量等資料。

3. 時序電路

大多以 kHz 範圍的石英振盪器除頻後，控制數位時序及邏輯控制電路為主，可調整參數包括有刺激週期長度、不反應和阻斷期間、脈衝寬度及心房、心室訊息之間距。通常為防止可能發生的異常狀況，一頻率限定 (rate-limiting) 電路會以 180–200 ppm 的上限頻率來預防。

4. 輸出電路

輸出脈衝的振幅 (約 0.8–5 V) 與寬度 (約 0.05–1.5 msec) 可以透過遙傳程式的改變，以節省能量的消耗。目前的節律器大多採用定電壓輸出，而定電壓的產生大多以電壓倍增電路來完成，流通之電流則取決於阻抗的大小。脈波的產生由時序電路控制，而其輸出則可由感測電路來抑制。

5. 電極與導線

電極部分主要以特殊合金 (Pt-Ir、Elgiloy、carbon coating Ti 等) 製作，在尖端裸露而形成，有單極式 (unipolar) 與雙極式 (bipolar) 兩種。其大小 1.5–8 mm² 會影響等效阻抗，進而影響輸出的能量 (3–6 μJ 相對於早期的 675 μJ)。為求增加接觸面積與生物相容性，有利用多孔性表面以利肌肉組織附著，並內含類固醇 (steroid)，以減低急、慢性的發炎反應。電極可藉助主動或被動式機構固定於適當位置的肌肉組織內。除了可以施加電壓外亦可同時當作電壓感測用。導線部分主要以鎳合金 (MP35N) 被覆絕緣物質 (矽膠與 PU) 而成，為求彈性與堅固，大多以螺旋或多股而形成，以防止反覆曲折所造成的材料疲乏或斷裂。接頭的規格目前已有國際標準 (ISO IS-1) 可供參考。

6. 感測電路

利用單極式 (陰極為電極尖端、陽極為節律器本身) 或雙極式 (陰極為電極尖端、陽極為一環形電極距離的 2 公分) 兩種的效果大致相當，但是單極式因二極之間距較遠，所以相對較易受到雜訊干擾。心肌活動訊號主要以頻率範圍 (R 波 10–30 Hz、T 波小於 5 Hz) 及振幅大小 (R 波 5–25 mV、P 波 2–6 mV) 作為濾波器與比較器 (相對於一可調

參考值) 的設計考慮。另外亦可以訊號的斜率變化來決定取捨的範圍 (0.75–2.50 V/sec)。在心臟跳動週期中有些時期會對雜訊特別敏感，可以用空白或不反應期間的設定來達成保護的目的。

7. 電池電源

電池技術的改進大幅延長了節律器的使用壽命，目前所使用的 Lithium-iodide 電池在適當的脈衝振幅大小、寬度、刺激頻率，以及使用者依賴節律器的程度、電極導線的設計和感測所耗用的電流等條件配合下，可使用將近15年。電池之容量一般為 0.8–3.0 amp-hour，定電壓輸出為 2.8 V，其輸出電壓之下降可以電池之內阻來判斷。通常當輸出電壓降低到約 2.0–2.4 V 時，節律器會改變一些輸出特性以警告臨床人員，在經過 3–4 個月後，輸出電壓持續降低到約 1.8 V 時，節律器就無法正常使用，甚至會完全停止工作。

三、儀器規格與特徵

心臟節律器依使用目的與方法，可分為外加侵入式 (external invasive)、外加非侵入式 (external noninvasive) 及植入式 (implantable)。市場上主要以植入式為大宗，其規格大致包括：極性 (單或雙極)、接頭 (IS-1)、刺激模式 (DDD、VDD、DVI、DDI…)、刺激頻率 (30–140 ppm)、不反應期 (心房 200–775 ms、心室 250–400 ms)、脈衝振幅 (0.1–9.6 V)、脈衝寬度 (0.25–1 ms)、靈敏度設定 (0.5–7.5 mV)、遙傳 (心電圖、電池壽命、參數設定、

阻抗、趨勢分析等)、電池 (Li/I, 2 ampere-hour)、價錢 (5–7 千美元)。

四、應用與用途

心臟節律器主要是應用於恢復或控制因心跳頻率不規則或太慢而導致的心律不整現象。依使用目的與方法可分為外加侵入式、外加非侵入式及植入式。外加侵入式主要應用於開心手術後及緊急狀況下直到心臟恢復正常或植入式的替換。外加非侵入式主要是暫時性應用於嚴重心跳過慢、過快、植入式節律器失效及心肌梗塞 (acute myocardial infraction) 等急救狀況，且因施行方便可由非專科之緊急救護人員所使用。植入式心臟節律器則可長期植入體內，以電刺激方式控制心跳頻率。

參考文獻

1. Anonymous, AAMI PAC-006-MM (1993).
2. Anonymous, ISO 5841-1 (1989).
3. Anonymous, ISO 5841-2 (1986).
4. Anonymous, ISO 5841-3 (1992).
5. Anonymous, ECRI, HPCS (1996).
6. J. D. Bronzino, *The Biomedical Engineering Handbook*, CRC Press (1995).

作者：林啟萬先生為Case Western Reserve 大學醫學工程博士，現任國立台灣大學醫學院醫學工程研究中心副研究員兼任副教授。

吳造中先生為國立台灣大學臨床醫學研究所醫學博士，現任國立台灣大學醫學院附設醫院主治醫師兼任助理教授。

血液透析裝置

Hemodialysis Apparatus

關鍵字：血液透析、透析器、透析機

Keywords：hemodialysis, dialyzer, machine of dialysis

一、基本原理

血液透析 (hemodialysis, HD) 是專門代替人體腎臟機能，用來排泄新陳代謝所產生的廢物及外來的藥物；同時管制體內液體環境的穩定 (如酸鹼度)，使體內環境適合細胞的需要者。所謂血液透析就是利用人造半透膜做成的封套或微小的空心纖維，使血液流經其間，封套或空心纖維外面有透析液流過，使血液中的廢物透析出病人體外，暫時或永久代替病人腎臟的工作。在血液透析時，通常有兩種物理作用同時在進行。一種是擴散或廓清 (diffusion or clearance)，另一種是超過濾 (ultrafiltration)。

1. 擴散

擴散 (diffusion) 乃溶質之運動，使這些溶質運動的驅動力來自半透膜兩側之濃度差，擴散之方向及速率，可藉血液與透析液濃度差的改變使某可擴散物質從病人清除、加入或無改變。某物質經透析膜的擴散量與其濃度差、膜表面積及膜之擴散係數有關，而膜之擴散係數又決定於膜之材質、溫度及它與溶質溶劑之介面，其溶質單位面積的擴散量與其濃度差成正比，與其經過血液、透析膜與透析液所遭遇的阻力成反比；阻力愈低、透析器的擴散率愈高。

血液與透析液的阻力大部分決定於血液與透析液在透析膜兩側的流動特性，膜的阻力則決定於膜的厚度、化學特性及製造步驟。透析器內膜的配置對相對阻力之決定也很重要。

透析器的溶質廓清率與血流量成正相關，即血流量增加其廓清亦增加。溶質的廓清率也與透析液流量成直線的正比關係，但祇限於在每分鐘 500 mL 以下，大於 500 mL，廓清率的增加有限。

透析液的流向與血液流向相反時，血液與透析液間的濃度差在膜上任何一點都是最高，因此能獲

得大的廓清率；在空心纖維透析器，若血液與透析液流向相同，淨廓清率可能會減少 10 % 左右。

2. 超過濾

超過濾 (ultrafiltration) 乃溶劑與溶質經過透析膜整體移動，其驅動力來自膜上液靜壓差，亦即跨膜壓 (transmembrane pressure, TMP)。血液在透析器內藉血液幫浦之加壓及因流出的阻力而產生壓力，透析液的流動也產生壓力，後者的壓力可以調整為正壓與負壓。若血流側的壓力為正壓 100 毫米汞柱，而透析液側的壓力為負 150 毫米汞柱，此時半透膜上便等於有 250 毫米汞柱的壓力從血流推向透析液，這種壓力可將血內的水分與溶質經半透膜過濾至透析液側。藉調整透析液側的負壓可以控制過濾水分多寡，即藉超過濾作用可使病人的水腫減輕或消失，並清除一部分溶質。超過濾率 (ultrafiltration rate)，英文簡稱 UFR，也叫超過濾係數 (UF coefficient)，是每小時 1 mmHg 跨膜壓所能清除水分的數量，即 mL/mmHg/hr。

通常血液透析都是擴散與超過濾同時進行，以清除體內積聚過多的廢物及液體。有些病人血液透析時，因血液滲透壓下降或因血球容積不足而發生低血壓，則可先行單獨超過濾然後再進行純透析，可避免發生低血壓或使血壓下降幅度不太大，這就是所謂漸次式透析 (sequential dialysis)。目前大多數透析機都有單獨超過濾設計，只要按鈕便可進行，不過目前使用的機率並不多。

二、結構示意圖

茲將血液透析的三大結構簡述如下。

1. 透析器

透析器 (dialyzer) 是以各種不同的半透膜 (如

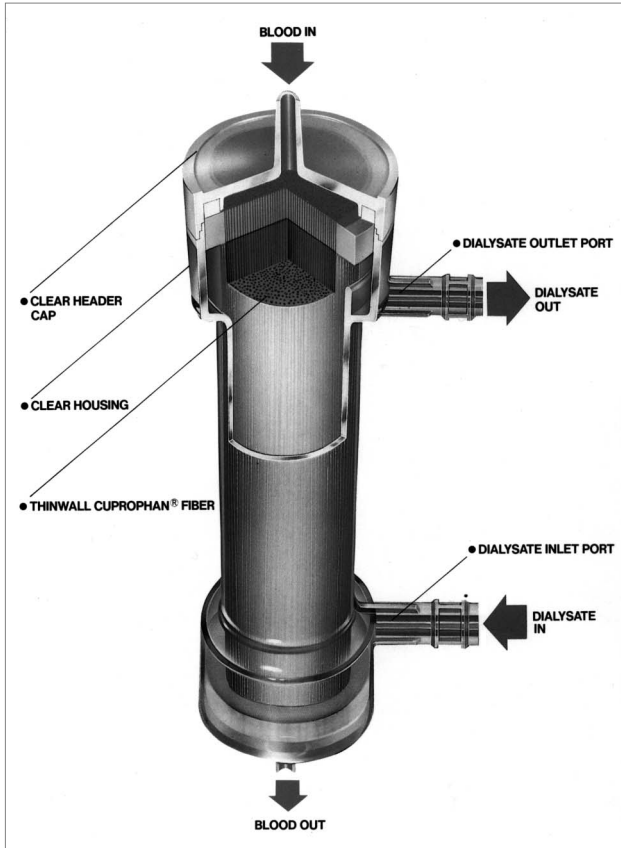


圖 1. 空心纖維型透析器。

Cuprophane、Cellophane、PMMA、PAN、EVAL 等膜材) 做成不同形狀的人工腎臟，以替代人體腎臟，藉以產生透析效率者，目前商場上均以空心纖維型 (hollow fiber type) 為最實用 (參見圖 1)。

2. 透析液

利用透析液 (dialysate) 以帶走從透析膜所透析

表 1. 典型透析膜對透析成分之半透性。

	Na ⁺	K ⁺	Ca ⁺⁺	Mg ⁺⁺	Cl ⁻	HCO ₃ ⁻	BUN	Cr	U.A.	P	glucose	H ₂ O	protein	Cell
Normal B	140	4	2.5	2	100	25	15	1.0	5	4	100			
Uremia B	130	6	2	5	105	10	100	10	10	6	100			
Membrane														
dialysate	138	2	3.0	1.5	105	33	0	0	0	0	200			
	mEq/L						mg/dL							

出來的尿毒素，它是一種電解質組合溶液，由於對血中 pH 之緩衝劑有所不同，而透析液的形態即有醋酸根 (acetate) 與重碳酸根 (bicarbonate) 之差別。但因目前「高效率透析」被普遍使用，以致透析中血壓容易下降，影響透析品質，故多採用重碳酸根透析液，此液的缺點是透析機較不穩定，費用也比較昂貴些。下列表 1 中顯示典型透析液之組成與有關成分在正常血液、尿毒血液中之平均含量；這些成分或可或不可透過薄膜 (參見表 1)。

3. 透析機之運用

透析機 (machine of dialysis) 的結構可分為 (1) 基本運作：如血液幫浦 (blood pump) 及透析液之流速調整與靜脈側壓力之表示等。(2) 安全裝置：如確定透析液之溫度與濃度，防止血液中有氣泡進入病人體內之裝置等。可自兩大系統加以認識：

(1) 血液路徑及動力系統參見 (圖 2)

典型的血液路徑是由病人的動脈瘻管的動脈端開始，經過透析器再回到病人的靜脈端。

(2) 透析液路徑系統 (參見圖 3)

透析液在透析系統內是處在一種適當的溫度、壓力與流量的狀態下，而其監視與警報裝備必須是合併在整部透析機的系統之中，如此才能完整的監視到漏血、液路中斷或阻塞所造成的透析壓力的突然轉變。

三、儀器規格與特徵

1. 水路部分 (約 60 %)

嚴格控制透析液混合比例之大小；透析液的流

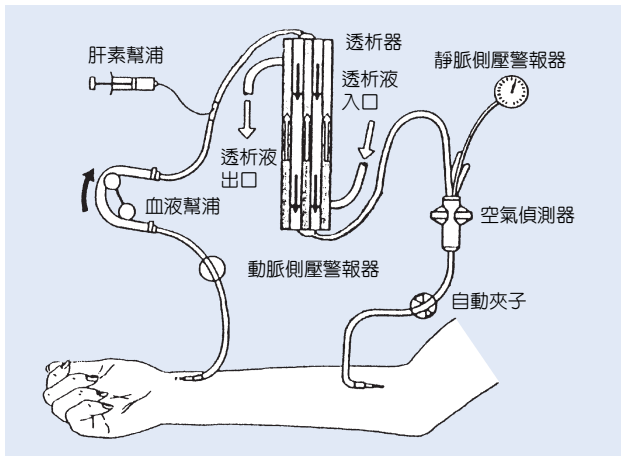


圖2. 標準血液透析時的血液循環。

速及超過濾率 (UFR) 之監測等。其中附件：(1) 塑膠類—輸液管路、接頭等。(2) 機械類—幫浦控制閥等。

2. 電路部分 (約 40 %)

精確控制透析液溫度、導電度，與監視電路、邏輯電路、漏血偵測，氣泡偵測及血／肝素幫浦之轉速和電源之供應等。

3. 物理特性 (普及型)

- (1) H × W × D 120 × 70 × 48 (cm)
- (2) 電源線長 3 公尺
- (3) 水管長 3 公尺

4. 操作特性 (普及型之透析液)

- (1) 流量：300—500—800 mL/min

- (2) 溫度：34.5—41.5 °C (alarm range) 可調整
- (3) 透析液壓力範圍：-450—+200 mmHg
- (4) 導電度：表面範圍：12—16 ms；
內定範圍：12.4—15.7 ms (alarm range)

5. 電氣特性 (普及型)

- (1) 電壓：110/220V 6.0A/12A
- (2) 電功率：120—1400 Watts 50/60 Hz
- (3) 容許漏電值：0.1 mA

6. 供水要求

- (1) 壓力：15—125 psi
- (2) 溫度：2—32 °C

四、應用與用途

現代血液透析系統所包含的三大部分：(1) 透析器，是血液透析的靈魂，血液中的廢物由此透析去除。(2) 透析液供應裝置，是將透析液送到透析器，使透析作用能順利進行，帶走從血液擴散出來的廢物及濾出的水分，並供應血液中所缺乏的重碳酸鈉與鈣。目前大多數的透析液供給裝置，都是利用濃縮透析液與逆滲透 (R.O.) 水，依靠透析機混合後才送到透析器。(3) 監測裝置，在於監測配好的透析液濃度是否正確，溫度是否適當，透析器是否破裂漏血，流回病人體內的血液是否有氣泡等，在於整合透析器與透析液，成為有效率與安全的透析系統。但目前所用的透析系統只能勉強代替正常腎臟的部分功能，尚不能執行正常腎臟的內分泌，及

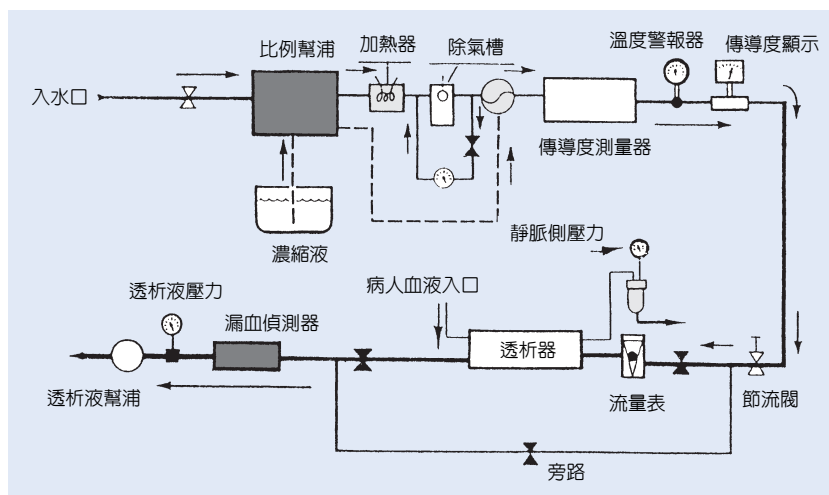


圖3. 單向透析液流程圖。

完整的新陳代謝功能；故而血液透析僅能減輕尿毒症症狀，而不能使尿毒症完全消失無遺。

有關透析裝置在臨床上的用途，主要是治療急性腎衰竭、慢性腎衰竭、急性藥物中毒以及體內代謝異常等病症。而透析器（我們稱它為人工腎臟）亦因其各種不同的性能，可隨不同症狀的病患做最佳選用。

參考文獻

1. Prakash R. Keshavial et al, *Hemodialysis Monitors and*

Momitoring, Replacement of Renal Function by Dialysis, A testbook of dialysis 223 (1984).

2. 譚柱光, 血液透析的歷史與原理, 中華民國腎臟醫學會－血液透析訓練教材, 21 (1997).
3. 洪石獅, 血液淨化機之養護與相關安全性, 中華民國醫學工程學會－高危險性醫療儀器之安全作業, 18 (1994).

作者：洪石獅先生為國防醫學院軍醫專修班結業，及台大醫院實驗診斷科結訓；現任台大醫院血液淨化科技正。

眼科氩／氪雷射裝置

Ophthalmic Argon/Krypton Laser Apparatus

關鍵字：眼科雷射裝置、自激發射、受激發射

Keywords： ophthalmic laser system, spontaneously emission, stimulated emission

一、基本原理

雷射是 laser 的音譯，其原意為光的放大是經由受激發射的輻射作用 (light amplification by stimulated emission of radiation)，由此也說明了雷射光的發生原理。

本文介紹的氩／氪雷射與一般雷射的原理相同，首先我們先回顧 Bohr 原子模型的概念，原子是由原子核與繞行其外特定軌道的電子所組成。原子在穩定狀態，其電子繞行於低階的軌道，當電子受到外來能量的影響 (受激發)，可能由低階軌道躍遷到能量較高的高階軌道，此時的原子稱為激態原子。而激態的原子是處於不穩定的狀態，將以熱或光的方式釋放能量，然後回到穩定狀態。其中，激態原子不受外力干擾下，會自然的躍遷至較低的能階，躍遷時輻射的光子並無特定方向，此種過程謂之自發發射 (spontaneously emission)。此外，激態原子也會受特定能量的入射光作用而躍遷至低能階，而且發射光與入射光的能量 (或頻率) 相同，方向也一致，此過程謂之受激發射 (stimulated emission)，如圖 1 所示。由此不難想像，受激發射有放大入射光的作用，這是產生雷射的重要過程。

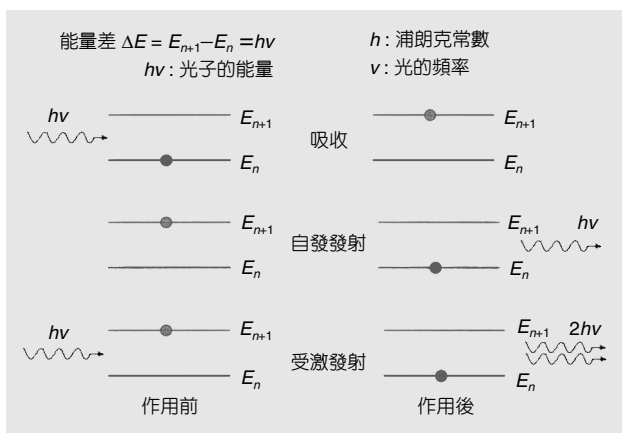


圖 1. 輻射與物質作用的三種型式。

不同的物質受激後有不同的能階分佈，能階躍遷的情形也不同，所以只有選擇某些材料，採用適當的激發即具有將入射光放大的能力，此類材料便可做為雷射的活性物質 (active material)。為了產生預期的雷射作用，就必須利用適當的物質與有效的光共振腔，才能加強光的放大效應。光共振腔的作用是限制光的行進路徑，使光子反覆來回的經過活性物質，光便不斷的放大，直到臨界狀態，即產生雷射。

二、結構示意圖

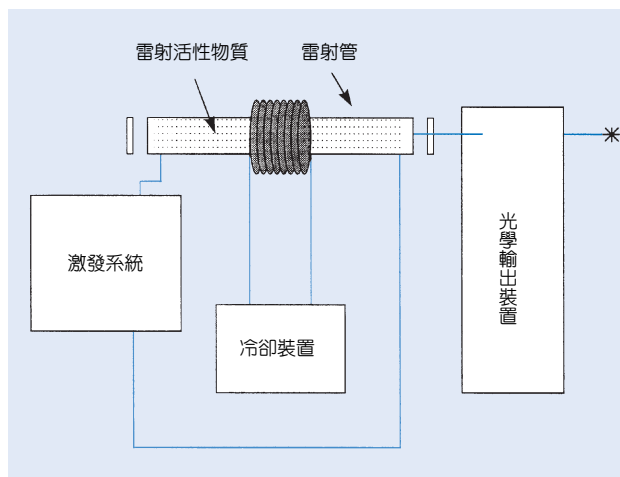


圖 2. 雷射與光學裝置示意圖。

眼科氩／氪雷射系統包含雷射裝置與光學輸出裝置。基本的雷射裝置包含：光學共振腔、雷射的活性物質、激發系統與冷卻裝置。氩／氪雷射在分類上屬於氣體雷射，活性物質即氩／氪離子原子，把氩或氪氣體封於雷射管內，雷射管的兩端以全反射與部分反射鏡組成光學共振腔，並以稜鏡選擇波長 (分色)。而光學輸出裝置可以選用細隙燈顯微鏡、眼底鏡或直接以光纖導管輸出，如圖 2。

三、儀器規格與特徵

為了配合眼科的臨床需求，目前市售的眼科氬（／氦）雷射裝置以氬雷射為基本配備，輸出波長為 488 nm、514 nm（藍綠與純綠光）。也可以增加氦雷射成為氬／氦雷射裝置，增加 647 nm 的輸出波長，或增加染料雷射成為氬／染料雷射裝置，增加 575－630－680 nm（依染料種類而不同）的輸出波長，甚至集合三者為氬／氦／染料雷射裝置。在選擇使用或購置眼科氬／氦雷射裝置時，可以考慮下列基本規格：

- (1) 雷射種類：依照使用的需求選擇單一或多種雷射的組合，氬／氦雷射的特性如表 1。
- (2) 輸出波長：氬／氦雷射可以經由光學裝置選擇輸出波長，獲得藍綠色、綠色或黃色等雷射光。
- (3) 輸出功率：傳輸或分色後雷射光的能量會降低，例如 3.6 W 的氬雷射管，經由透鏡與光纖傳導至輸出端，其藍綠光的最大輸出降為 3.3 W，分色出綠光的最大輸出降為 1 W。其後雷射管的輸出功率會慢慢衰減，光纖的導光率也會變差，此外，光學元件受灰塵污染等因素都會導致輸出功率降低，所以選擇雷射管的功率為臨床需用功率的四到八倍。
- (4) 導引光束：一般為 0.3－5 mW，可以多段調整。
- (5) 輸出波式：有單一或重覆脈波輸出與連續輸出。
- (6) 光點大小：雷射光經光學裝置到達視網膜的光點直徑，如 50－2000 μm 。
- (7) 傳導系統：雷射與眼用光學儀器之間以軟式光纖耦接，而眼用光學儀器如細隙燈顯微鏡、間接眼底鏡、眼內治療頭或顯微手術手機。

表 1. 氬／氦雷射的特性。

雷射種類	激發方法	波長 (nm)	波式	特性
氬離子雷射	放電激發 電子碰撞	488－514	連續， 脈波	藍綠光，色素吸收性高，視網膜剝離治療，但黃斑部或眼底出血的血液也會吸收
氦離子雷射	放電激發 電子碰撞	476－647	連續	黃或紅光，黃斑部新生血管或附近無血管處的治療

- (8) 冷卻系統：氬／氦雷射的電能效率很低，大部分電能轉變為熱能，需要冷卻裝置把多餘的熱量帶走。目前水冷卻裝置有封閉式內循環與開放式外循環兩種。開放式的冷卻方法靠大量的水流帶走熱量，需要考慮給水流量與水壓，如 5 W 的系統約用 30 psi 水流每分鐘 2.5 加侖。而封閉式的以冷凍裝置藉由內循環冷卻水達成熱交換，雷射設備的體積比較小。
- (9) 電力需求：由於此類雷射電能效率很低 (<0.1%)，需要較高的電壓與電流供給，如 Coherent 5 W 的雷射系統，額定電力需求為三相 208 V、40 A。

四、應用與用途

氬／氦雷射皆為可見光雷射，可以透過眼角膜與水晶體到達眼底，因此在眼科主要用來治療網膜病變，例如網膜裂孔、網膜剝離、腫瘤、糖尿病引起的網膜血管病症以及黃斑部病變等。

氬雷射的波長對於血紅素與黑色素吸收性良好，對於角膜與水晶體吸收性差，高能量密度的雷射光束幾乎直達眼底，所以非常適合作為治療眼內疾病的工具。例如網膜剝離的治療以氬雷射聚焦於剝離處，以高能量密度與組織產生熱效應，造成網膜局部的蛋白凝固，剝離的網膜便點接於眼底。但是氬雷射對於黃斑部的色素吸收也很好，應選用氬雷射治療黃斑部或其附近的病變。

氬雷射也常用於青光眼的治療，配合接觸鏡使用，熟練的醫師只要幾分鐘即可將虹膜穿孔，達到預期效果，對於某些閉鎖性青光眼的治療十分方便，而且安全性也比外科手術高。但是考慮避免虹膜色素的吸收問題，Q 開關釹－石榴石 (Q-switch Nd-YAG) 雷射似乎受到更多肯定。

五、儀器使用安全事項

氫／氦雷射裝置的安全考量上，除了儀器自我偵測冷卻系統、雷射管電流、雷射功率、安全開關等基本設計之外，由於眼科氫／氦雷射在安全分類上為第四類，屬於高危險性雷射，其雷射功率可使易燃物品燃燒，直接照射皮膚會形成嚴重傷害，即使經反射或散射仍足以造成眼睛的傷害，使用時必須有良好的習慣和警覺性，基本的防護如下：

- (1) 眼睛的保護：①護目鏡只能有效防阻某些波長的光，所以使不同波長的雷射必須選用適當的護目鏡。②不直視雷射光束，以免眼睛造成急性傷害。③不要忽視反／散射光束的危險性，平滑表面的反射光束其能量密度可能還很高，而眼睛長期曝露在低能量密度雷射 (如散射光) 下，會造成慢性傷害。
- (2) 皮膚的保護：不要曝露在雷射光路徑上，而非相關人員不要進入雷射照射區域。
- (3) 避免火災：雷射光束能量密度高，容易點燃易

燃物，應避免於揮發物質或易燃物品處使用。

- (4) 光點大小的選擇：雖然氫／氦雷射為可見光範圍，但是角膜仍會吸收部分光能，因此儘可能選用較大的光點安全性較佳。
- (5) 限制與標示：在經過適當規劃的獨立空間內使用該雷射，並且在門外張貼雷射警示標誌，管理限制人員的進出。

參考文獻

1. O'SHEA/CALLEN/RHODES, *An Introduction to Laser And Their Applications*.
2. Coherent Medical Lasers 920 Argon/Krypton/Dye Operation Manual.
3. Coherent Novus 2000 Argon Laser Phocoagulator Operation Manual.
4. ECRI Product Comparison System, Photocoagulator Lasers, Product codes: 17-481, 16-946 (1991).

作者：王門傑先生為中原大學物理系學士，現任台大醫院醫學工程室醫學工程師。

體外震波碎石機

Extracorporeal Shock Wave Lithotripter

關鍵字：碎石機、體外的、非侵入式、心電圖機

Keywords： lithotripter, extracorporeal, non-invasive, electrocardiograph (ECG)

一、前言

體外震波碎石機自一九八〇年二月首次治療結石病人 (如附表 1) 發展至今約十餘年的時間，它是藉著體外震波 (shock wave) 的方式來擊碎體內的結石，震波它對硬的物質會有反應，但對軟的組織則比較沒有影響，對人體沒有侵犯性 (non-invasive) 且治療過程不需麻醉，只要一些止痛劑即可施行，因而減少了病人開刀治療的痛苦，且縮短了治療時間，也使先天體質易結石的病人得以多次重複接受治療，現已成為腎臟結石患者的福音及治療的主流。體外震波碎石機於發展之初，係利用產生的震波透過水為介質，屬濕式機種，治療時患者需躺在大水槽中接受震波治療，唯因治療過程的不便及定位效果欠佳，目前已無公司生產此類機種，進而突破性的發展出無需使用大水槽之乾式體外震波碎石機。

二、基本原理及結構

乾式體外震波碎石機係由 (1) 震波產生系統，(2) 結石定位，(3) 治療機台，(4) 電腦化控制系統等四大單元所組成。它能達成確定位正確碎石，使病患處於最安全舒適的狀況下，完成治療過程。

1. 震波產生系統 (shock wave generation system)

它係碎石機的核心，震波產生器可分為電極棒式及電磁式二種。

(1) 電極棒式 (electrode)

它是利用安全的電極放電 (spark gap) 方式來產生震波，再藉由半橢圓體的反射器 (ellipsoid reflector)，將電極棒所產生的電波 (F_1) 反射並聚焦於橢圓體外的第二焦點 (F_2) (如圖 1)，隨著震波的施放打擊，結石即被震碎。

(2) 電磁式 (electro-magnetic)

它使用特殊設計之震波產生碎石頭 (shock wave head)，其主要原理係通電後產生磁力吸引一特殊的金屬薄片 (metallic membrane)，切斷電源後

表 1. 體外震波碎石機的發展歷史。

Table	History of ESWL
1959	Physical characterization of electromagnetically induced shock waves (Eisenmenger)
1966	First observation of the transmission of shock waves through human body (Dornier System)
1969	First animal experiments to study the effect of focused shock waves on biological tissue (Dornier System)
1971	First in vitro destruction of urinary stones by a multistage shock-wave gun (Häussler)
1972–1978	Systematic in vitro and in vivo experiments with focused shock waves (Eisenberger, Chaussy, Schmiedt, Brendel)
Feb 7, 1980	First clinical application at Dept of Urology, University of Munich (Chaussy)
1982	Installation of the first ESWL center at Dept of Urology, University of Munich (Chaussy, Schmiedt)
Oct 1983	Installation of the second ESWL center worldwide at Katharinen Hospital, Stuttgart (Eisenberger)
1980–1984	Experimental in vitro and in vivo investigations with ESWL for gallstones (Sauerbruch, Delius, Brendel, Paumgartner)
1985	First clinical gallstone ESWL at the Dept of Gastroenterology, University of Munich (Sauerbruch)
1985–1990	Development and clinical introduction of more than 20 different 2nd and 3rd generation lithotriptors.

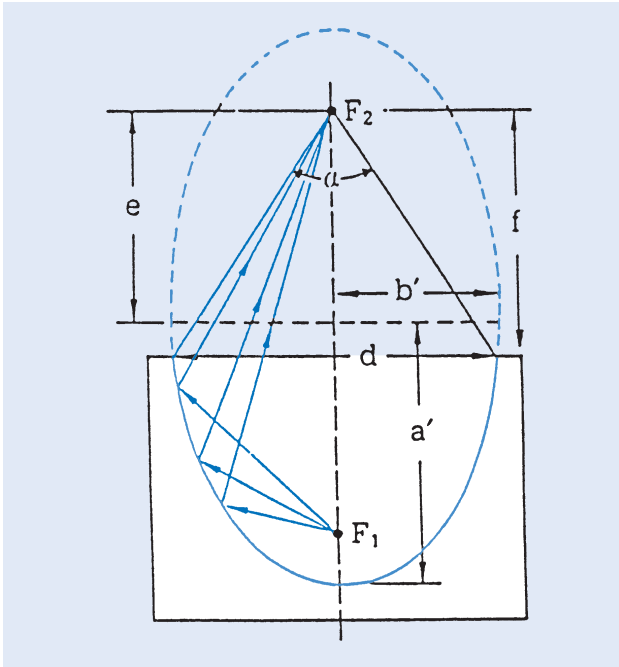


圖 1. 震波碎石的原理 (電擊棒式)。

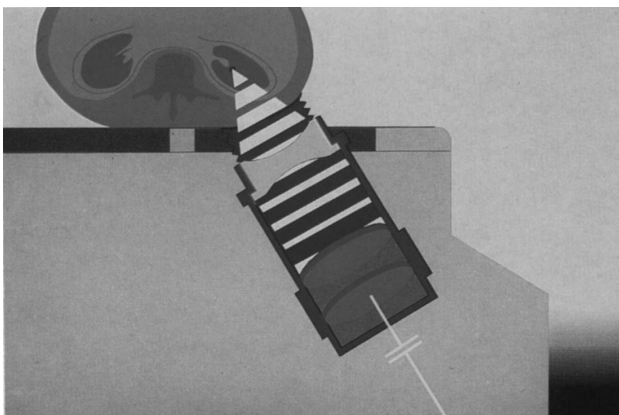


圖 2. 震波碎石的原理 (電磁式)。

磁力消失，金屬薄片彈回產生震波，再由震波產生器內之凹透鏡聚焦，將震波折射至震波碎石之焦點 (如圖 2)。

以上兩種震波產生器皆藉由能量產生器提供所需的電源。因電極棒消耗量大且需經常於治療中更換，造成作業不便，目前各體外震波碎石機生產公司均已放棄電極棒式震波產生方式，而改採用電磁式震波產生器。

2. 結石定位 (stone localization)

腎臟或膽通常是較易產生結石的器官，若結石

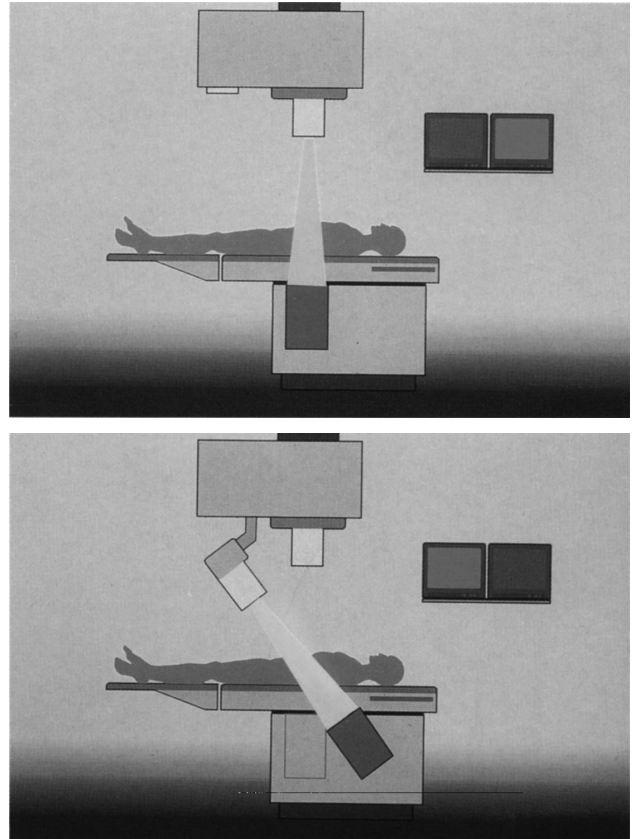


圖 3. X 光造影定位系統。

位於體內深處部位定位較不易，需考量平面定位及深度定位二方面。體外震波碎石機亦依此特性及結石部位之特性，設計了 X 光定位及超音波定位。分別敘述如下：

(1) X 光定位 (X-ray localization)

在體外震波碎石機一般配有兩組 (或一組可變換照射角度之 X 光定位儀) 內含 X 光球管 (X-ray tube)、影像增益管 (image intensifier) 及顯示器 (monitor) 之定位系統，第一組由 90° 正上方造影，可正確定位出結石部位之平面水平座標；第二組由 40° 斜角作側面造影，可正確定位出結石部位之深度座標，藉由 90° 造影定位及 40° 造影定位 (如圖 3) 匹配所得到的兩組資料，便可做三度空間的定位，精確定位出結石位置。

(2) 超音波定位 (ultrasound localization)

若使用超音波造影方式亦可對體內結石造影定位。其使用方式為於震波碎石器內放置一超音波探頭 (probe)，先將探頭置於結石平面位置後，再改變探頭高低，作結石深度定位 (如圖 4)，如此亦可

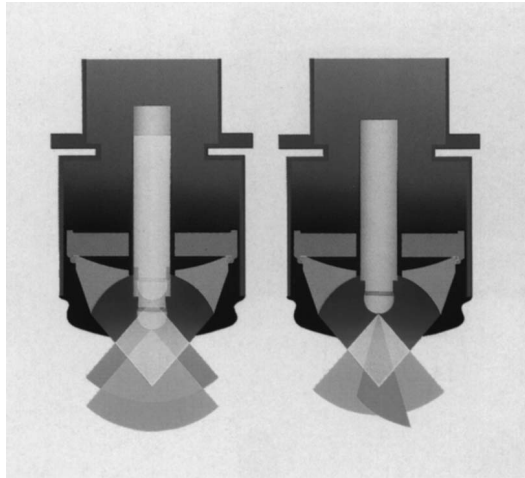


圖4. 超音波造影定位系統。

定位出結石的正確位置。

針對臨床的應用，可將超音波定位的優缺點歸類如下，優點：①超音波提供即時掃描 (real-time scan)，不需產生 X 光便可定位，使病人免於接受輻射劑量。②當結石呈些微不透明性 (opaque calculi) 或完全不透明性，尤其是膽結石，最適宜以此法定位之。③在治療較小結石時，超音波提供較好的影像解析度，致使在震波擊發時，可看見結石被擊碎後粉末的移動。④本身的造價較便宜。

缺點：①與 X 射線透視 (fluoroscopy) 比較，超音波定位較困難且定位範圍受限較大，也因此約只能定位出可能產生輸尿管結石位置的百分之四十至六十 (如圖 5)。②因輸尿管導管 (ureteral catheter) 或人造腎口管 (nephrostomy tube) 置放於體內，造

成定位的困難。③由於超音波探頭平面掃描，若結石群相重疊或有假影的產生，則不足以決定結石的大小。④超音波定位需要熟練的技巧，因此操作者需要長期的訓練。

然而無論使用 X 光或超音波定位，在震波治療期間，病患可能因為緊張關係，呼吸時產生不規則上下移動現象，進而影響結石位置無法固定，則可藉由呼吸偵測器配合心電圖機 (electrocardiograph) 同步控制改變震波擊發頻率，待移至震波焦點位置時產生震波碎石 (如圖 6)，以提高碎石焦點的精確性。

3. 治療機台

除上述之震波產生器及能量供應器置於治療機台內部外，治療機台亦為結石定位的重要單元。定位單元偵測結石位置後，透過顯示器，操作者只需將結石位置移至顯示器中心點，治療機台可自動水平及上下移動 (如圖 7)，將結石移至震波產生器之焦點位置進行碎石作業，同時在治療機台平面設計有一般 X 光機所附之 X 光片槽，於治療前後均可造影存証，無需將病患移動至 X 光室照像，非常方便。

4. 電腦化控制系統

體外震波碎石機無論碎石或定位，均由體外藉由精準之設備控制，操作人員無需接近病患，在控制室即可進行監控，它可控制之系統包括：

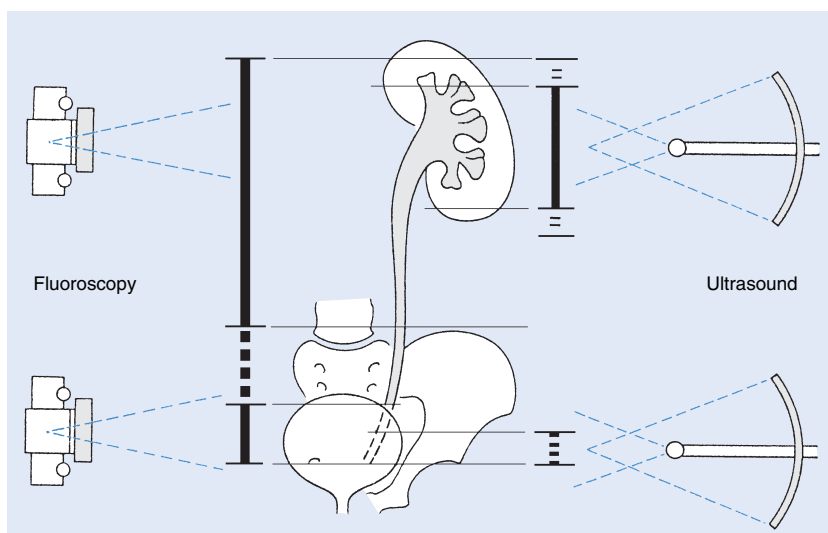


圖5. X射線透視與超音波定位之比較圖。

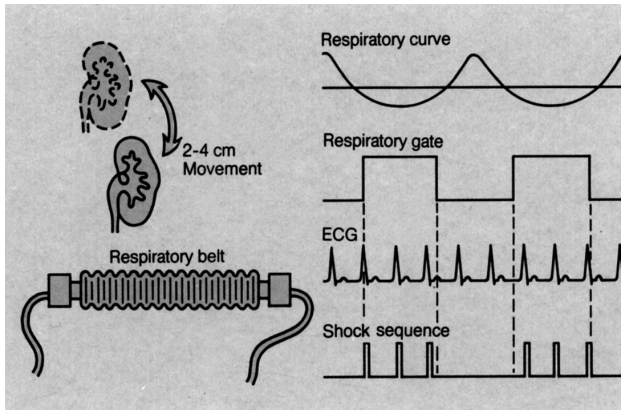


圖 6. 病人呼吸碎石監視系統。

(1) X 光監控系統

本系統如同一般 X 光系統可進行透視及造影，亦有兩組顯示系統，透過顯示系統與電腦控制器聯接，驅動 X 光機水平定位 (90° horizontal localization) 及側面 X 光機垂直定位 (40° vertical localization) 產生圖像，監控病人結石位置對焦。

(2) 定位控制系統

藉由 X 光定位完成後定位控制系統會與治療機台系統聯結，驅動治療機台，依定位系統所示的位置完成定位。

四、未來展望

體外震波並不是萬能的碎石術，它對於大於二公分的腎臟結石者、結石的遠側端有阻塞者、輸尿管狹窄、腎臟出口狹窄或體重太重者都不適用，有

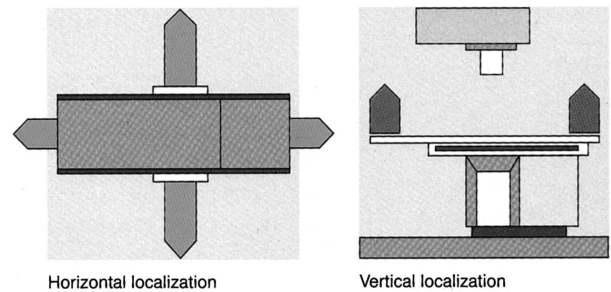


圖 7. 可自動水平及上下移動的治療機台。

識之士進而展開對於疼痛治療及骨科復健研究，對於骨裂及加速骨骼傷後復原已有成效，體外震波術對於治療是否可再提升且更具多元化的效果，尚有待專家學者共同努力研發。

五、體外震波碎石機使用及防護注意事項

1. 每人每次震波治療擊發次數不得超過三千次。
2. 需遵照原委會防護法規規定辦理。
3. 因定位系統安裝的需求，房舍高度約需三公尺。

參考文獻

1. 吉仁新醫股份有限公司，醫療器材設備 I (1988 年)
2. *Stone Therapy in Urology*, edited by F. Eisenberger, K. Miller and J. Rassweiler.

作者：雷乾祥先生現任台北榮民總醫院正工程司兼醫學工程組組長。

電刺激器

Electrical Stimulator

關鍵字：刺激器、脈波產生器、電氣隔離

Keywords：stimulator, pulse generator, electrical isolation

一、基本原理

電刺激器是產生一序列電壓或電流脈波之醫療儀器，這些脈波被用來興奮神經或肌肉組織，以達到診斷或治療（復健）之目的。如圖 1 所示為一神經或肌肉細胞受到電刺激器興奮之基本原理。一般細胞的內部電位均比細胞外部組織液的電位要低，換句話說，細胞內為負電位而細胞外為正電位，此負電位稱為靜止膜電位（resting membrane potential）。當神經或肌肉等可以因為電刺激而被興奮的組織（excitable tissue）受到電刺激時，如圖 1 所示流經刺激電極的電流在電極正端會造成過度極化（hyperpolarization）之電位，而在電極負端會有去極化（depolarization）的現象，也就是說在電極負端附近的部分細胞膜內部之負電位會變小甚至變成正電位之現象，當刺激的電壓或電流大到使電極負端附近的細胞膜電位超過一臨界值或稱閾值（threshold）時，細胞膜上的離子通道便會打開而產生動作電位（action potential），這一連串的活動便是電刺激器刺激神經或肌肉的基本原理。

電刺激器依其工作原理分類有兩種不同型式，其中一類是非脈波型式之刺激器，其工作原理與任

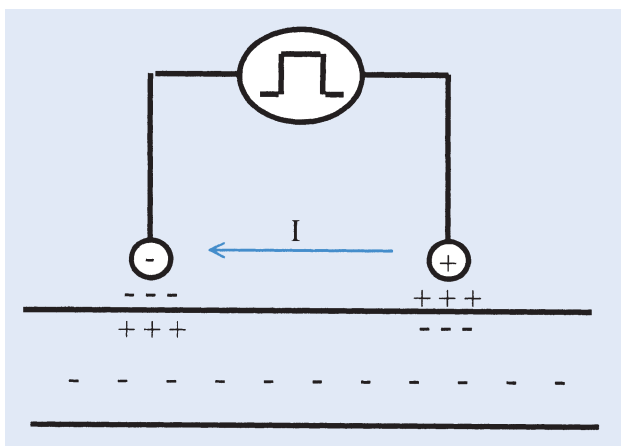


圖 1. 脈波電流或電壓刺激神經或肌肉細胞之原理。

意波形產生器相似，這一類的刺激器所產生的波形可作為不同之使用目的，如生理信號之模擬，或是其他特殊之應用，如選擇性刺激無髓鞘神經纖維⁽¹⁾等。由於這一類的刺激器要產生各種不同的波形，所以一般電路上均利用到數位至類比轉換器（D/A converter），將規劃好的特殊波形由波形記憶體內的數位資料轉變成類比的連續信號輸出。這類儀器通常可以透過標準的傳輸介面（如平行的 GPIB 或串列的 RS-232 標準等）由微算機來控制及下載刺激之波形，也因此比較複雜昂貴。

另外一類的刺激器是脈波式刺激器，其輸出波形純粹是脈波型式，僅能改變其振幅與頻率，因此是比較單純的儀器，然而這類傳統的電刺激器依然是最常見也應用最廣泛的刺激器，底下就依其內部結構加以說明。

二、結構示意圖

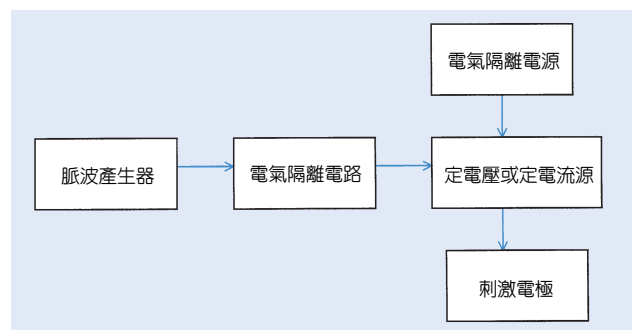


圖 2. 脈波式電刺激器之基本組成方塊圖。

圖 2 是一傳統脈波式電刺激器之功能性方塊圖，基本上這一類刺激器之核心部分是脈波產生器（pulse generator），一般而言脈波產生器主要由時脈產生器（clock generator）及單穩態震盪器（monostable multivibrator）所組成，時脈產生器主要是產生週期性的信號來觸發單穩態震盪器，而單穩

態震盪器則負責決定脈波之時間寬度。在產生了設定的刺激頻率與脈波寬度後只要再加上適當的閘電路 (gating circuit) 後，就可以產生更複雜的序列脈波 (train pulses) 了。

然而一般的脈波產生器並不等於電刺激器，也就是不能作為臨床之用途，必須如圖 2 所示加上電氣隔離 (electrical isolation) 電路才能合於基本臨床使用之要求，之所以要求輸出級有電氣隔離有兩個目的。一般人體的皮膚約有 100 kΩ 以上的阻抗 (視部位與流汗程度而定)，因此電刺激器輸出級之供應電壓往往超過 DC 100 V，以克服皮膚之阻抗。高電壓且短波寬的刺激脈波往往會造成生理監視儀器或記錄儀器 (如心電圖機) 巨大的干擾 (artifact)，若此刺激器之輸出端與記錄系統之間沒有任何電氣之通路，則依據克希荷夫迴路定理 (Kirchhoff's mesh law) 刺激脈波之電流必須完全自刺激電極之正端流回刺激電極之負端，而不會有漏電流影響到記錄系統，因此可以有效地降低因刺激所引起之干擾。另外一個更重要的目的是安全的考量，由於患者之身體通常並未真正接地以避免接地電流流經人體，而醫療儀器通常需要接觸到患者，所以通常須有電氣隔離之措施，才能避免地電流導致之電擊危險 (如 microshock 或 macroshock)，只有各個儀器之間均保持電氣之隔離才能保證一起使用而不會造成安全之顧慮。

最常見的電氣隔離方式有使用變壓器型式與使用光耦合型式 (photocouple) 兩種，目前由於光耦合型式之隔離效果較佳所以普遍被採用。在隔離電路之後的所有電路及元件之供電均須使用電氣隔離之電源 (如乾電池)，而其接地系統也不能與電氣隔離

前的脈波產生器之接地系統有任何通路，只有如此才能確保電氣隔離的效果。

刺激器輸出部分一般是使用定電流輸出，但也有使用定電壓輸出者，使用定電流輸出的好處是比較容易控制刺激的電荷量。一般的生物組織在經過一段時間的電刺激後，在刺激電極上會沾附上一些蛋白質的物質，因此正負電極間之阻抗也會隨著刺激時間的改變而改變，若此時使用定電壓輸出的刺激，則流經兩個刺激電極間之電流就會隨著其阻抗之改變而不同，因此對組織之刺激量便會不同 (因為如圖 1 所示，刺激之大小隨著電極附近電荷之多寡而定，而電荷之多寡與電流之積分有關，與電壓並沒有絕對關係)。

適當的脈波電流或電壓在通過刺激電極後到達人體，此時電極一般是使用不容易起化學反應 (chemical inertia) 之金屬材料，如白金 (Pt) 或是白金與銱 (Pt-Iridin) 之合金 (加強其機械強度)，若為了降低成本則可以使用不鏽鋼 (stainless steel) 材料，如此可以減少刺激電極與皮膚或組織反應的程度。

三、儀器規格及特徵

目前市面上生產脈波式刺激器的廠商十分眾多，但是所有的產品均是產生如圖 3 所示之脈波波形，圖中是一個序列脈波的例子，這個序列脈波由三個相同的脈波所組成，其中各項時間參數之意義如脈波寬度和序列脈波持續時間等均如圖中之標示，而這些時間參數最常見之規格則如表 1 所示之範圍。

在使用時通常先設定好延遲 (event delay, t_d)

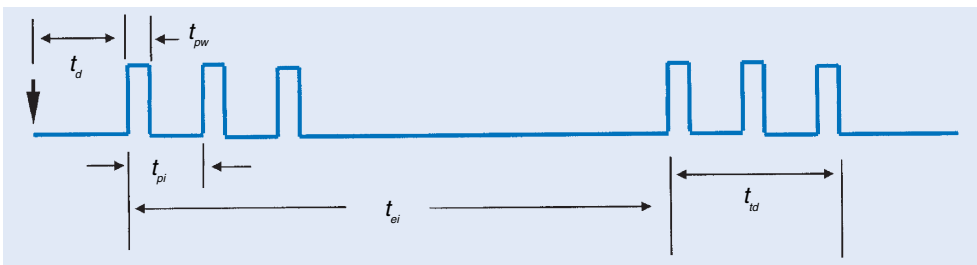


圖 3. 脈波式電刺激器所產生波形之各項時間參數。圖中粗箭頭代表觸發 (內部或外部) 的時間位置，而其餘時間參數所代表的意義如下， t_d ：延遲， t_{pw} ：脈波寬度， t_{pi} ：序列脈波脈波間隔， t_{et} ：序列脈波持續時間， t_{id} ：刺激時間間隔。

表1. 一般脈波式電刺激器之規格。

刺激時間間隔 (event interval)	1 ms – 1000 s
延遲 (event delay)	10 μ s – 100 s
脈波寬度 (pulse width)	10 μ s – 100 s
輸出電壓 (或電流)	100 V (10 mA)
序列脈波持續時間 (train duration)	100 μ s – 100 s
序列脈波脈波間隔 (pulse interval)	20 μ s – 100 s

之時間長度，這段時間表示觸發之後一段時間才輸出刺激之脈波電流。這段延遲時間主要是方便醫護人員觀察與比較電刺激前之反應與電刺激後反應的差異，通常電刺激器也具備一個同步信號輸出端 (sync. out)，此信號可連接到示波器或資料擷取系統的外部觸發輸入端 (ext. input)，如此一來示波器便可記錄刺激前 t_d 時間長度的資料作為無反應期 (或無刺激期) 之背景 (background activity)，作為比較參考之用。

其次是設定電刺激之強度，除了刺激脈波之寬度外，脈波振幅之大小、刺激之頻率、序列脈波之持續時間與序列脈波脈波間隔均會影響到電刺激的強度，一般而言脈波寬度越寬及振幅越大則電刺激的強度越強，但為了避免過大的脈波振幅所帶來的可能傷害，因此通常以序列脈波來替代更大振幅的單一脈波，例如三個脈波為一組的序列脈波其刺激量的大小在理論上應該相當於單一脈波三倍的振幅。

四、使用與用途

雖然電刺激器是使用於人體之醫療儀器。但其操作方式也與一般的波形產生器 (function generator) 或脈波產生器相類似，基本上其刺激頻率可分為外部觸發式 (external triggering) 及內部自動觸發式 (free-running)，其中外部觸發式又可分手動 (manual) 或是外接 TTL 電位驅動之形式。當刺激器設定在內部自動觸發模式下時，刺激頻率完全由刺激器本身的時脈產生器決定。而在外部觸發模式下，刺激器之刺激頻率完全受到外接信號所控制，如果是手動模式則是由操作人員之按鈕決定何時該輸出單一脈波或一組序列脈波。

電刺激器之應用十分廣泛，除了傳統上作為神

經診斷之用外⁽²⁾，尚有經皮給藥 (transdermal drug delivery)⁽³⁾ 或是控制心臟節律 (cardiac pacing) 之小型化應用，目前也有使用在復健之應用，如功能性電刺激 (functional electrical stimulation, FES) 等。

五、使用時應注意事項

由於電刺激器會配合記錄儀器一起使用，為了抑制記錄時刺激脈波所造成之干擾與保護患者之安全，所以在使用時電刺激器的輸出必須有電氣隔離之裝置，有些廠商是將這部分的電路內建於刺激器內，但有另一些廠商是將電氣隔離單元 (isolation unit) 置於另外的機殼內，操作人員必須先詳讀儀器本身之使用手冊，確定有電氣隔離之部分方可使用於人體，尤其是對於手術中皮膚有傷口的患者，因為這些患者此時並沒有皮膚的高阻抗保護 (人體軀幹是充滿電解液之良導體，其阻抗約在 100 Ω 左右) 所以更容易受到電擊之傷害。

其次是電刺激器之電池必須時常檢查，因為電池失效或電力不足可能導致儀器不正常工作，且在電力不足狀況下為了維持有效的刺激量 (刺激電流之大小) 常會將控制之旋鈕調大，但是在更換成新的電池時相同的設定會造成過大的刺激量，正確的作法是在每次使用前將控制刺激量大小之旋鈕轉至最小，然後再由小至大逐漸改變刺激振幅之大小。

由於脈波式電刺激器之輸出波形在脈波上升及下降緣其電壓迴旋率 (slew rate) 很高，為了避免雜散電容與電極一皮膚阻抗 (skin-electrode impedance) 所形成的低通濾波器降低了輸出脈波之迴旋率，所以一般電刺激之輸出端與電極之間並不使用隔離線 (shielded cable)，而是使用雙絞線 (twist paired wires)，而且線長越短越好，但為了避免交流電源雜訊 (60 Hz) 之干擾，裝電池之機盒通常需要接地。

參考文獻

1. F.-S. Jaw, C.-T. Yen, H. W. Tsao, and H. J. Yu, *J. Neurosci. Methods*, **37**, 169 (1991).
2. F.-S. Jaw, S.-J. Liu, T.-S. Kuo, and C.-Y. Wang, *J. Neurosci. Methods*, **62**, 193 (1995).
3. F.-S. Jaw, C.-Y. Wang, and Y.-Y. Huang, *Med. Eng. Phys.*, **17**, 385 (1995).

作者：趙福杉先生為國立台灣大學電機系博士，現任台灣大學醫學工程研究中心副教授。

等速肌力測試系統

Isokinetic Measurement System

關鍵字：肌力、等速肌力、等速肌力測試系統

Keywords： muscle strength, isokinetic strength, isokinetic measurement system

一、基本原理

等速肌力測量與訓練系統，係用來測量人體中任一肢段繞著其近端關節的旋轉中心，作等角速度位移時，所能表現出之一系列的肌肉力學特徵。例如控制肢段關節活動的最大肌肉力量、爆發力量以及能持續性的時間力量等。該系統的基本重要構件有阻力桿、力感應器、動力儀、功能選項控制單元、數據分析處理單元以及訊號輸出單元。其各項元件基本原理說明如下：

1. 阻力桿 (resistance arm)

由於測量時人體的肢段必須固定在阻力桿上，因此阻力桿是系統中的人機界面。阻力桿的旋轉中心與人體關節旋轉的中心須相互平行，且兩者的旋轉軸之方向向量也須完全吻合。

2. 力感應器 (force transducer)

力感應器大多是附著於阻力桿上，它是用來偵測阻力桿上人體肢段所施加的外力。力感應器也同時將這些測得的外力，以類比訊號同步地輸送到系統中的動力儀，供數據分析處理單元作更進一步的處理。

3. 動力儀 (dynamometer)

動力儀的功能主要是用來控制阻力桿行等角速度運動以及在該運動期間能提供適當的阻力。等速肌力測試系統的速度控制與阻力提供的方法最主要有兩種，分別為 (1) 油壓控制系統 (hydraulic control system) 及 (2) 電力機械控制系統 (electromechanical control system)。其中油壓系統是以液體流量及活門大小來控制阻力桿上的阻力與轉動的速度。而電力機械控制系統，則是以電力的大小來控制動力儀中伺服馬達的轉速與阻力。

4. 功能選項控制單元 (function-select unit)

功能選項單元主要是系統在啟動前設有的各項功能性選擇，例如：角速度、關節活動範圍以及運動方向等功能。然而就一般運動醫學與復健的臨床操作上，最為廣泛的功能選項是：阻力桿的旋轉角速度、自主性或被動性的運動模式、向心性或是離心性的收縮模式、關節活動範圍、力矩之最大值及最小值的臨界條件以及資料輸出的格式選擇等。

5. 數據分析處理單元 (data analysis and management unit)

等速肌力測量與訓練系統中的動力儀將主要收集到的類比電訊號，例如：關節位置 (angular position)、作用在阻力桿上的力矩值 (torque)、旋轉角速度 (angular velocity) 以各資料相對應的時間 (time) 等電訊號，均送至數據分析與處理單元。這些資料為了配合臨床醫學的診斷及評估上的意義，一般現有的市場最主要是將這些資料分成以下六項來加以分析應用。

- (1) 最大力矩值 (maximum torque)
- (2) 最大力矩值發生角度 (angular position)
- (3) 力矩與角度的關係 (torque-angle relationship)
- (4) 力矩與速度的關係 (torque-velocity relationship)
- (5) 交互肌群力矩比值 (reciprocal muscle group ratio)
- (6) 肌耐力 (muscular endurance)

6. 訊號輸出單元 (signal output unit)

雖然在資料的分析與處理單元上，各式的等速肌力系統都提供了各自的復健醫學以及運動科學的分析數據 (如表 1)。但當從事其他基礎性研究時 (例如：同步分析肌力特徵與肌電圖訊號時)，並不是每個系統都能作配合性的服務，提供原始的資料訊號源與外界溝通。所以較理想的等速肌力系統是

具備有多頻道的原始訊號輸出，其輸出的訊號頻道有角度訊號、力量訊號以及角速度訊號。

二、結構示意圖

完備之等速肌力測量與訓練系統具備有阻力桿、力感應器、動力儀、功能選項控制單元、數據分析處理單元以及訊號輸出單元等重要構件，有關其結構示意圖如圖 1 所示。

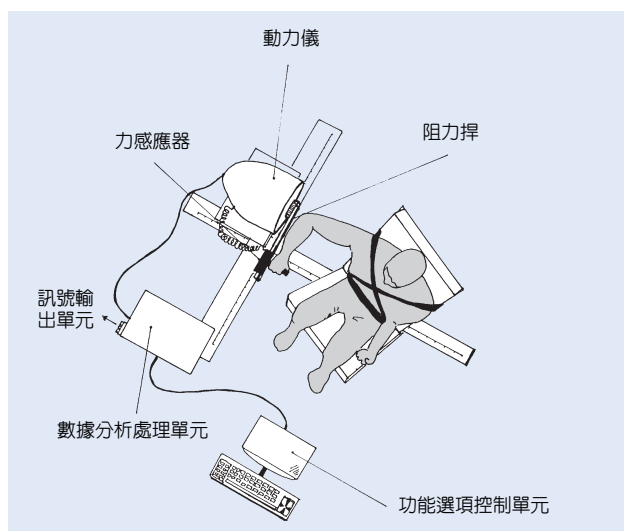


圖 1. 等速肌力測試系統結構示意圖。

三、儀器規格與特徵

目前臨床醫學與運動醫學中所使用的等速肌力測量與訓練系統有許多不同的廠牌。然而無論何種廠牌所生產的系統，其中最主要考量的是動力儀中所提供的功能與其限制範圍。本文僅就目前市場上一般所使用之等速肌力測量與訓練系統作一規格與特徵的比較，詳見表 1。

四、應用與用途

目前等速肌力測量與訓練系統通常有五大應用，分別為評估、復健、研究、診斷，以及訓練之目的。

1. 評估

由於等速肌力測量系統是可固定在不同肌肉的收縮速度下 (包括靜態，速度為零)，來測量肌肉力量，以及該力量所相對應的時間、關節角度等數據。有了這些數據以後，便可依據生物力學的理論

推算出多項的力學特徵數值。例如：最大肌力值、爆發力值，以及肌耐力值等。除了這些基本的判斷數據外，利用肌群間的數據比較值以及發生最大值的關節角度與反應時間也都是了解肌力特徵所必須的，並經常被應用在復健與運動醫學的評估上。

2. 復健

由於等速肌力測量與訓練系統可以調整不同的運動速度、活動範圍、自主性或被動性運動模式以及不同的肌肉收縮模式等功能。針對需要作復健的患者而言，它是一個安全性極高而且又具有多功能復健運動的選擇的肌力訓練系統。所以現今它已被廣泛的應用在復健的臨床訓練上。

此外，現在也有許多等速肌力系統也新開發了持續被動性活動 (continuous passive motion, CPM) 模組。對骨科關節手術後的患者而言，它也可以提供了手術後早期的關節被動性活動的運動治療。

3. 研究

正因為等速肌力系統可以提供客觀且量化的數據，所以在許多基礎醫學的研究上它也常被用來研究許多與疾病相關的肌力變化。例如老年人罹患退化性關節炎之肌力退化的相關性及不同年齡層的棒球選手肩關節旋轉肌之肌力特徵比較等課題。

4. 診斷

等速肌力測量系統可以用來診斷部分肌肉骨骼的傷害，例如膝前疼痛 (anterior knee pain) 的患者，採坐姿做膝伸直動作時，由於患者會因為患部的疼痛而表現出之偏移正常人的力矩—角度的關係圖。此外作用肌與拮抗肌間的肌力平衡也常用來診斷運動中肌肉拉傷的原因，例如：對快跑的運動選手而言，偏離了正常之股四頭肌與大腿後肌的肌力比值，將易造成肌肉拉傷的運動傷害。

5. 訓練

依據肌肉生理學理論，骨骼肌是有不同的肌肉型態，例如有慢肌與快肌的形態之分。另一方面骨骼肌又是一個可塑性極高的軟組織，所以它可以在不同外界條件的要求下，本身做適應性的改變，例

表1. 一般被使用之等速肌力測量與訓練系統的規格與特徵比較。

	Cybex	Kin Com	Biodex	Lido
一般市場上推出之機型	II+、340、350、6000	500H、125、AP	2000	Active MJ
使用之模組	Ecc、Con、CPM	Con、Ecc、CPM、 Isometric	Con、Ecc、Isometric	Con、Ecc、CPM
提供之速度範圍	0–450° Con 1–120° Ecc	0–250° Con 1–250° Ecc		1–400° Con 1–250° Ecc 1–180° CPM
特徵	<ul style="list-style-type: none"> * 雙片坐椅 * 重力因素可消除 * 具有資料庫存取功能 * 具肌功功能進步評估及肌力疲勞性比較 * 具軀幹肌力評估項目 	<ul style="list-style-type: none"> * 單片或雙片坐椅 * 重力因素可消除 * 具有資料庫存取功能 * 具肌功功能進步評估及肌力疲勞性比較 * 具軀幹肌力評估項目 * 提供原始資料源並具有多頻道訊號輸出端 	<ul style="list-style-type: none"> * 單片坐椅 * 具軀幹肌力評估項目 * 具肌功功能進步評估及肌力疲勞性比較 	<ul style="list-style-type: none"> * 單片坐椅 * 重力因素可消除 * 具有可升級之常態化資料庫軟體
註：Con：向心收縮 (concentric contraction) Ecc：離心收縮 (eccentric contraction) CPM = 持續被動性活動 (continuous passive motion)				

如：經過特別設計的肌力訓練計畫，執行一段時間後它可以達到所期望的肌力特徵出來。所以在肌力訓練上，它也是常被使用的訓練工具。

參考文獻

1. V. Baltzopoulos and D. A. Brodie, *Sports Medicine*, **8** (2), 101 (1989).
2. K. M. Chan, N. Maffulli, P. Korkia, and C. T. Li, *Principles and Practice of Isokinetics in Sports Medicine and Rehabilitation*,

Hong Kong: Williams & Wilkins Asia-Pacific (1996).

3. R. L. Lieber, *Skeletal Muscle Structure and Function: Implication for Rehabilitation and Sports Medicine*, London: Williams & Wilkins (1992).
4. D. S. Urquhart, G. Garbutt, and K. Cova, et al., *Sports Exerc Injury*, **1**, 138 (1995).

作者：蔚順華先生為美國愛荷華大學物理治療學博士，現任國立陽明大學物理治療學系副教授。

步態分析儀

Gait Analyzer

關鍵字：步態分析儀、動作分析儀、運動學分析

Keywords：gait analyzer, motion analyzer, kinematic analysis

一、基本原理

一般人將步態分析儀 (gait analyzer) 與動作分析儀 (motion analyzer) 當成同義字，事實上，兩者是不盡相同的。就步態分析儀的狹義而言 (也是傳統習慣稱法)，步態分析儀可以僅指分析步態運動學 (kinematics) 參數部分之儀器，此時，步態分析儀即是動作分析儀，不過要明白的是，動作分析儀可被用於分析人體或動物大部分動作之運動學參數，不僅止於分析步態的運動學參數。廣義而言，步態分析儀系統至少包含分析步態運動學參數部分之動作分析儀，分析步態動力學 (kinetics) 參數部分之力板 (force plate)，以及分析步態肌肉活化情形之表面肌電圖 (surface electromyographer)；另外有學者主張，步態分析儀也應包含測試步行時能量消耗之心肺功能測試儀。本文配合「儀器總覽」彙編，以下所指步態分析儀為動作分析儀。

多功能的步態分析儀可以完整的分析步態運動學參數，含步態的空間參數 (如跨步長、踏步長、步寬等)、時間參數 (如步頻、跨步時間、站立期、擺動期等)、空間與時間之聯合參數 (如步行速度)、各關節之三度空間角度變化參數 (如角度、角速度、角加速度等)，以及身體各個部位 (body segment) 之三度空間位移參數 (如位移量、位移速度與位移加速度)。由於步態分析儀的種類繁多，其可以分析的步態運動學參數則因其設計原理不同而有所不同，整體而言，種類可大約分以下幾個大類。

1. 電子量角器系統 (electrogoniometers)

電子量角器系統是以電位計 (electrical potentiometer) 製成之電子量角器，其量角器的一軸須被放置於所要偵測的動作關節之上面肢體，另一軸則須放置於關節之下面肢體，量角器的軸心 (內

含電位計) 則需準確的固定於相對於關節活動中心的表皮位置。其設計原理乃是利用關節活動時帶動電子量角器兩軸，造成電位計的不同電壓輸出，進而換算為關節角度的變化，須配合其他儀器，如足觸開關器 (foot switches)，方可進一步計算步態週期 (gait cycle) 中之關節運動學表現；至於步態的空間／時間參數則無法由電子量角器測得。利用量角器的軸心裡 1 至 3 個電位計的擺設方式，電子量角器系統可偵測一維至三維的關節活動。

2. 加速度計 (accelerometers)

加速度計是以應變規 (strain gauge) 或壓電晶體 (piezoresistive type) 之力換能器 (force transducers) 設計而成，其使用原理乃根據力量大小等於質量與加速度的乘積之物理公式來計算動作時所測身體部位之加速度。加速度計之力換能器測力方向必須與動作方向一致，才不會造成計算加速度之誤差。故除非使用含三個互相排列成直角之力換能器的加速度計，只能用加速度計來分析單一平面且於動作過程中動作方向呈很小變化之動作。如同電子量角器系統，加速度計須配合使用足觸開關器等其他儀器，方可進一步計算步態週期中身體部位之運動學表現，也無法提供步態的空間／時間參數。

3. 照相攝影系統 (film photography)

照相攝影系統可分重複曝光底片 (multiple exposures) 與電影攝影系統 (cinematography) 兩種。重複曝光底片之方法乃是在暗房中使用靜態照相機重複曝光之方式，拍攝身貼反光紙之受試者步行實況，以提供定性運動學分析或初步之定量分析。電影攝影系統則是以 8 或 16 釐米電影攝影機拍攝受試者步行實況，再以特殊之描點數位機 (digitizer)，將受試者的相關肢體部位數位化

(digitizing)，並配合電腦運算肢體部位的活動以及所根據之生物力學模式 (biomechanical model)，進而換算得關節角度的變化，此方法可以由受試者步行實況直接定步態週期，因此並不須配合其他儀器即可以得步態週期中之關節運動學與空間／時間參數表現。

4. 錄影攝影系統 (video recording)

利用一般市面上之錄影攝影機即可以拍攝受試者步行實況，以提供定性運動學分析或初步之定量分析，若加上適當之電腦分析軟體作為數位機，則可以有單張顯示功能之錄放影機，來數位化受試者的相關肢體部位，並配合所根據之生物力學模式，進而換算得關節角度的變化。如同電影攝影系統，此方法可以由受試者步行實況直接定步態週期，因此並不須配合其他儀器即可以得步態週期中之關節運動學與空間／時間參數表現。

5. 電腦輔助自動化攝影系統 (computer-assisted automatic motion analyzer)

隨著科技的進步，除了資深的步態分析實驗室，仍擁有電子量角器系統或電影攝影系統，目前用於科學性研究且商品化的步態分析儀，幾乎全為電腦輔助自動化攝影系統。本類型儀器均需使用者以個人所根據之生物力學模式，先將表面標記 (surface markers) 或無菌插入體內的骨頭標記 (invasive markers) 放在人體相關解剖位置，再以電偶攝影機 (charge-coupled devices, CCD) 與電腦輔助全自動方式或半自動方式來記錄標記的空間座標，以計算步態運動學參數。由於記錄標記的空間座標之方法分為主動與被動兩種，本類型儀器又分為主動系統 (active system) 與被動系統 (passive system) 兩大類型。

主動系統之設計原理為利用在人體相關解剖位置黏貼主動發射不同頻率或波長光源之主動標記，再以攝影機接受器接受訊號，以偵測每個標記之瞬間空間座標變化情形，進而利用黏貼於適當部位之腳趾與腳跟標記空間座標變化情形，即可計算步態週期之運動學表現，因此並不須如同電子量角器系統，須配合足觸開關器等其他儀器，方可進一步計

算步態週期之運動學表現。被動系統則是將反光片／反光球 (reflective markers) 等被動標記黏貼在人體相關解剖位置，以強閃光燈 (strobe light) 或特製攝影機之附加發光二極體 (light emitting diodes, LED) 來加強攝影機記錄每個標記之瞬間空間座標變化情形，其計算步態週期之運動學表現之方式與主動系統相似。

6. 超音波動作分析系統 (ultrasound motion capture)

超音波分析系統為利用類似電腦輔助自動化攝影的主動系統，以可以自動發射超音波的換能器作為表面標記，再以超音波接受器接受訊號，以偵測每個標記之瞬間空間座標的變化，可配合足觸開關器等其他儀器，進而換算步態週期之運動學表現。

7. 電磁波動作分析系統 (magnetic motion capture)

電磁波分析系統之設計基本原理與超音波分析系統是大同小異的。電磁波分析系統主要是以自動發射電磁波的傳訊器作為表面標記，再以電磁波接受器接受訊號，其餘在偵測每個標記之瞬間空間座標，進而換算步態週期之運動學表現之基本原理則如同超音波分析系統。

二、結構示意圖

步態分析儀的儀器架構如圖 1 所示。

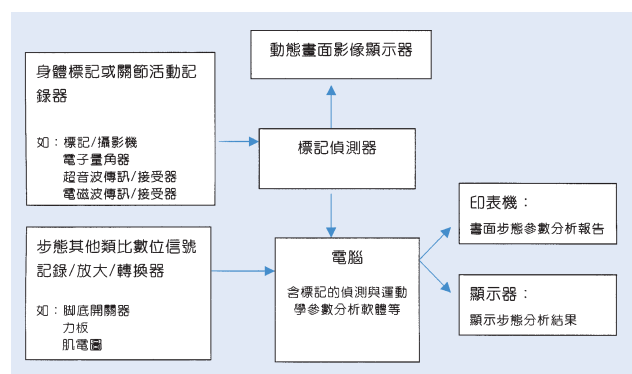


圖 1. 步態分析儀的結構示意圖。

三、儀器規格與特徵

步態分析儀的種類繁多，可分成前述的七大類型。由於目前市面上使用的步態分析儀，幾乎全為

表1. 步態分析儀的儀器規格與特徵。

規格	說明	特徵
攝影機		
鏡頭	鏡頭的特性以及鏡頭的線性校正 (linearisation) 將影響攝影機記錄標記空間位移的準確度。	應提供鏡頭線性校正的依據標準。若系統有提供操作者自行作鏡頭線性校正的工具，則更為理想。
打光	打光加強攝影機記錄標記。打光的強弱影響攝影機辨識標記的能力，也間接影響攝影機記錄標記時，實驗場所允許的照明程度，故也影響受試者的現場動作表現。	主要分為紅外線與可見紅光兩種。一般若打很強的可見紅光，則有可能影響受試者的表現。另外，攝影機在辨識標記時，會不會受到戶外光線影響，也與打光的方式相關，可決定系統適合室內或室外使用。
速度	攝影機記錄標記的速度。須針對所要分析的動作速度來選擇攝影機的速度。	一般的步態分析需攝影機記錄標記的速度為30—60 Hz，高速攝影機有助於步態分析儀應用於運動科學或其他領域。
系統校正	系統校正增進攝影機記錄標記的準確度；應於每次實驗開始前執行系統校正。若於實驗中有移動到攝影機，則應重新作系統校正，以確保攝影機仍位於適當地方，並確保實驗的準確度。	各個步態分析儀配合其校正軟體之設計，使用不同的靜態校正架；近來，有的系統發展出動態的校正方法。校正工作的難易程度，以及所需花費的時間，將影響步態分析實驗的方便性。
電腦分析軟體	含系統標記的偵測(marker detection)軟體與運動學參數分析軟體。其中，系統標記的偵測軟體牽涉到每一瞬間標記中心點二度或三度空間座標之確認，因此也影響系統記錄標記空間位移的準確度；而運動學參數分析軟體則與系統所使用之生物力學模式相關。	步態分析牽涉到的數據資料龐大，軟體設計是否適用，將影響步態分析結果的準確與產生的時效，其影響之巨不亞於系統的硬體設備。系統標記的偵測軟體決定追蹤標記的方式為人工、半自動或自動；另外，其可支援之攝影機數量，是否可作三度空間分析，以及如何作三度空間分析，均應列為資料處理的重要考量。而運動學參數分析軟體所根據之生物力學模式，是否合理或是否為學術界認可，將影響步態分析結果的被接受度與實用性；此外，尚需考量其可支援之其他類比數位信號同步處理之能力。 以上兩種資料若可以以 ASCII file 型式輸出，則可以增進與其他分析軟體之搭配使用。 分工作站與個人電腦兩種。一般而言，工作站
電腦硬體系統	電腦硬體系統與分析軟體是互相搭配。	允許多人使用(multiuser)，且速度快、容量大，但價格較貴，另對搭配軟體之限制與維修要列入考量。個人電腦科技進展神速，也逐漸具有以上所列工作站的優點。

電腦輔助全自動化或半自動化攝影系統，表 1 所列的儀器規格與特徵主針對此類型之儀器。

四、應用與用途

步態分析儀可以廣泛的用於骨科、神經內／外科、復健工程、物理治療、運動醫學等步態功能相關臨床評估與研究；另也可用於步態的基礎醫學研究，如生物力學、動作控制、動作學習、運動科學等相關領域。試列舉實例如下：

- (1) 骨科－手術前後評估
- (2) 神經內科－藥物等相關治療前後評估
- (3) 神經外科－手術前後評估
- (4) 復健工程－義肢、足底裝具設計
- (5) 物理治療－治療前後評估
- (6) 運動醫學－治療前後評估
- (7) 生物力學－關節活動中心或受力分析研究
- (8) 動作控制－步態控制機轉研究

(9) 動作學習－步行學習理論研究

(10) 運動科學－運動技能分析研究

除了以上醫學與其他相關領域的應用，步態分析儀於娛樂業界也有廣泛的應用，主要是將步態分析儀當為動作分析儀，用於三度空間動態畫面的模擬設計。

參考文獻

1. J. Perry, *Gait Analysis*, New York: SLACK Incorporated, Chapter 17 (1992).
2. D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 2nd ed., New York: John Wiley & Sons, Inc., Chapter 2 (1990).
3. G. F. Harris and P. A. Smith, *Human Motion Analysis: Current applications and Future Directions*, New York: Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc., Chapter 2 (1996).

作者：李淑貞女士為美國紐約大學物理治療博士，現任國立陽明大學物理治療學系副教授。

電性安全分析儀

Electrical Safety Analyzer

關鍵字：電性安全分析儀、電擊、標準

Keywords：electrical safety analyzer, electrical shock, standard

一、基本原理

醫院中絕大多數醫療儀器皆為電力所驅動，在使用過程中為避免醫護技術人員及病患受到非診療目的之輸出電流、洩漏電流或故障電流流經身體內部而產生低頻電擊或高頻灼燙傷害，甚或高溫引燃起火，醫療儀器必須有適當的絕緣、隔離、接地等安全保護措施之設計與實施，以確保醫療儀器不易受到外在環境干擾而降低其正常性能，同時不致因其操作使用而影響周圍設備性能或人員安全性。

醫療儀器安全與測試標準，已廣受國際組織或已開發國家重視，並研擬制定與公布而有所遵循，如國際電工委員會 (IEC) 之 601-1、950、1010 標準，歐洲共同體 (EN) 之 60601-1 標準，美國保險業實驗所 (UL) 之 2601-1 標準，美國醫療儀器協進會 (AAMI) 之 ES1 與美國防火協會 (NFPA) 之 99 標準，加拿大標準協會 (CSA) 之 CAN/CSA-Z32.2-M19 標準，美國醫院組織評鑑聯合委員會 (JCAHO) 之 H-205 準則等。電性安全分析儀用來量測這些標準所定義規範的參數指標，而醫院中常規檢查及預防保養作業有必要進行此項電性安全測試，以確保醫療儀器都能符合標準規定。

電性安全分析儀最基本的功能是使用一毫安培電流計來量測醫療儀器之交流與直流洩漏電流及接地電流值，其大小範圍在 1 微安培 (μA) 至 20 毫安培 (mA) 之間，以及其接地線路電阻之量測。電流量測線路是包括一標準測試負載線路及一毫伏電壓計，此標準測試負載線路 (如圖 1 所示) 之頻率響應 (如圖 2 所示) 為直流 (0 赫茲) 至一千赫茲 (kHz) 間為常值，在一千赫茲處不得有超過 3 db 之下降，在一千赫茲至 100 千赫茲間以反比例減少，超過 100 千赫茲之所有頻率維持在直流處之常值的 0.01 倍。

接地電阻之量測主要使用四端點或二端點量測

技術。四端點量測方法，其中二端點施以電流至此未知電阻，另二探針則量測此未知電阻之壓降，經由計算而表示電阻值。二端點量測方法則施以電流及量測探針皆為同一端點。

心電圖機、心電圖監視器、床邊監視器皆利用導程線貼在病患胸部上，以擷取心電波信號供診斷或監視。為避免儀器運作時，有過大洩漏電流經由導程線流至病人身上，或外在電流經由導程線流至儀器內部而影響其正常性能，因此儀器需有隔離裝置設計以符合安全限電流標準規定。電性安全分析儀提供各種不同頻率之正弦波、三角波、方形波及模擬心電波信號來測試心電圖機之性能與安全。

電性安全分析儀提供一開關切換裝置，以方便

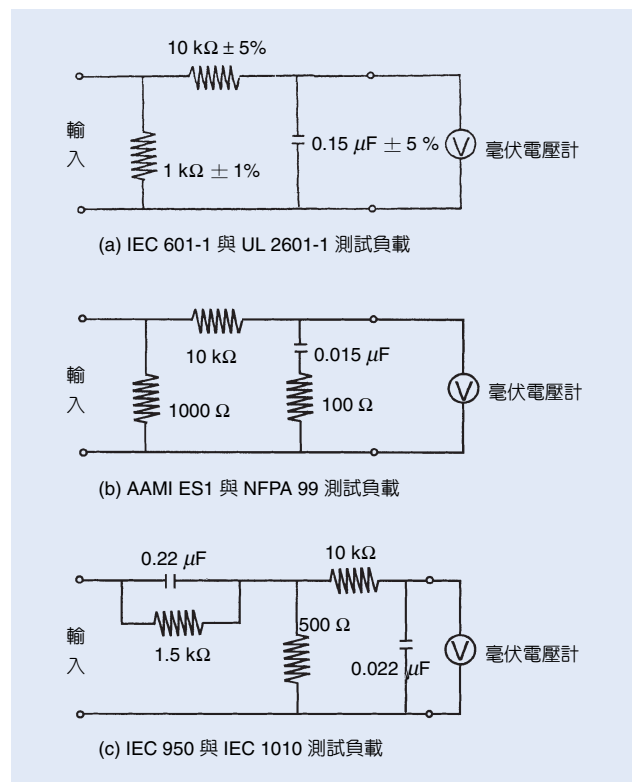


圖 1. 標準測試負載線路。

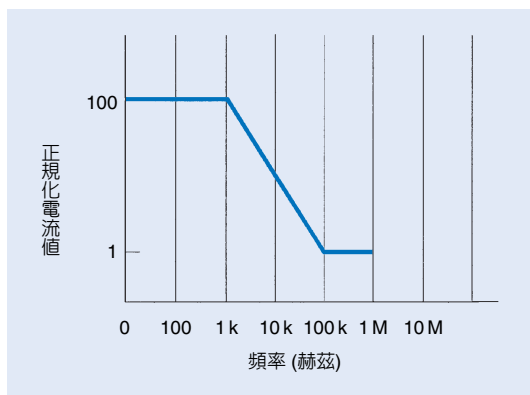


圖 2. 標準測試負載線路之頻率響應。

進行接地線開路、中性線開路、反極性之電源狀況選擇，有些機型可對隔離電源系統之線路洩漏電流與隔離電源監視器 (LIM) 故障點進行測試，以及決定接地故障斷路器 (GFCI) 之故障點。

二、結構示意圖

目前電性安全分析儀大都使用微電腦來控制操作條件之選擇、自我測試、參數量測、資料儲存、顯示與列印，更具有自動測試序列功能，將所有測試項目以批次處理，節省測試時間，增加生產力，其基本構造如圖 3 所示。

三、儀器規格與特徵



圖 3. 電性安全分析儀示意圖。

目前醫院使用的電性安全分析儀可量測受測儀器之接地線電阻，正極性、反極性、接地閉路、接地開路、中性線開路等操作條件之機殼洩漏電流，每一導程線至接地、所有導程線至接地、每一導程線至其他任一導程線間、每一導程線至其他所有導程線間等狀況之洩漏電流。有一些機器另可監測隔離電源監視器 (LIM) 與接地故障斷路器之故障點，更有一些機器除上述功能外，可量測交流電源之電壓值，電源插座之接線正確與否，信號接地與大地間之電位差值 (加護病房需小於 40 毫伏，一般病房需小於 500 毫伏)，受測儀器真正消耗電力值，安全接地電流、電源線連接器之殘留電壓或能量值 (將連接器斷開一秒後量得) 等功能。

四、應用與用途

由於醫院中醫藥儀器設備密集、使用率高、連續使用時間長、每一病患可能同時連接多台儀器設備、診療時可能使用導程線連接至病患胸部或導管侵入身體內部、病患抵抗力弱或意識不清而易於受到電擊危險、使用高能量電流來進行治療或手術程序等理由，致使病患或使用操作人員容易因儀器設備設計不良、故障老化而有過多不必要電流流經身體內部，產生低頻電擊或高頻灼燙傷害，嚴重有致死之虞；因此為能確保儀器維持電性安全，需使用

電性安全分析儀於儀器設備驗收、故障檢修或預防保養時予以量測相關標準所規定之參數項目，務必符合安全界限值規定，來保證人員安全與減少事故發生。

參考文獻

1. ECRI, *Electrical Safety Analyzer*, Health Product Comparison System (1996).
2. American National Standards Institute, National Fire Protection Association, *Health Care Facilities Standard*, ANSI ES1/NFPA

99 (1996).

3. International Electrotechnical Commission, *Medical Electrical Equipment: Part 1: General Requirements for Safety Standard*, 601-1 (1988).
4. Joint Commission on Accreditation of Healthcare Organizations, *Accreditation Manual for Hospitals*, 2, Scoring Guidelines, H-205 (1996).

作者：陳金德先生為國立台灣大學電機工程學研究所碩士，現任台大醫院醫學工程室技正兼組長。

中文關鍵字索引

Tc^{99m} DTPA 霧化超細粒子肺通氣掃描 Tc^{99m} DTPA aerosol ventilation scan 28, 29

X 光立體定位放射手術 X-knife stereotactic radiosurgery 32, 34, 35, 44

二劃

二氧化碳吸收器 CO₂ absorber 87, 89

四劃

化學冷光 chemiluminescence 4-6

心房纖維顫動 atria fibrillation 91, 92

心室纖維顫動 ventricular fibrillation 91, 92

心律不整 arrhythmia 61, 91, 94, 96

心律過慢 bradycardia 94

心博過速 tachycardia 94

心電圖機 electrocardiograph (ECG) 56-59, 61, 62, 91-93, 104, 106, 109, 118

心臟節律器 cardiac pacemaker 94-96

手術中放射治療 intraoperative radiation therapy (IORT) 32, 35

五劃

代謝作用 metabolism 22, 23

半衰期 half-life 6, 22, 23, 29, 30, 36, 40

卡式幫浦 cassette pump 66

正子斷層掃描 positron emission tomography (PET) 22, 24, 25

生理監視器 physiologic monitor 58, 59-62

白血病 leukemia 15, 17

皮膚免除效應 skin sparing effect 36, 38

立體定位放射手術 stereotactic radiosurgery 34, 35, 40, 42, 44-46

立體定位放射治療 stereotactic radiotherapy (SRT) 32, 35

立體定位頭架 stereotactic frame 34, 35, 40, 42, 44, 45

六劃

光電倍增管 photomultiplier tube (PMT) 4, 15, 19-23

同步間接強迫通氣式 synchronize intermittent mandatory ventilation (SIMV) 81-84, 86

吐氣末端正壓式 positive end expiratory pressure (PEEP) 81, 82

吐氣末端負壓式 negative end expiratory pressure (NEEP) 81, 82

多人艙 multiplace chamber 76-80

多重影像格式器 multiformater 47-49

肌力 muscle strength 111-113

肌電圖 electromyograph (EMG) 54, 57, 62-65, 111, 114

自動血液細菌培養偵測系統 automatic blood culture system 7

自激發射 spontaneously emission 101

血液型態分類計數器 blood cell differential counter 9-11

血液培養 blood culture 7, 8

血液透析 hemodialysis (HD) 97-100

血球計數器 cell counter 12-14

七劃

伽馬刀 gamma knife 40-42, 44

伽馬閃爍攝影機 gamma scintillation camera 19-21

免疫分析 immunoassay 1-6

床邊監視器 bedside monitor 59, 118

步態分析儀 gait analyzer 114-117

身體感覺誘導電位 somatosensory EP (SSEP) 54, 55

八劃

亞群 subpopulation 15-17

刺激器 stimulator 54, 55, 108-110

受激發射 stimulated emission 101
呼吸輔助器 ventilator 81-86
注射器式幫浦 syringe pump 66
注射幫浦 infusion pump 66-68, 70, 72
直線加速器 linear accelerator 32-35, 39, 44, 45
非侵入式 non-invasive 52, 54, 55, 58, 59, 60, 64, 65, 96, 104

九劃

流式細胞儀 flow cytometer 12, 15-18
流量計 flowmeter 87, 88, 90
活性比度 specific activity 36, 38, 40

十劃

氬氣肺通氣掃描 Xe^{133} ventilation scan 28, 30
核心溫度 core temperature 73
核磁共振 nuclear magnetic resonance 26
病人控制麻醉 patient-controlled analgesic 69, 70
病變源定位 focal source localization 52
脈波產生器 pulse generator 94, 108-110
迴路管路 rebreathing tube 87, 89, 90
骨髓移植前全身 X 光放射治療 total body irradiation in bone marrow transplantation 35, 36, 39
高溫 hyperthermia 73, 75, 118
高頻正壓通氣 high frequency positive pressure ventilation (HFPPV) 85, 86
高頻呼吸器 high frequency ventilator (HFV) 85, 86
高頻噴射通氣 high frequency jet ventilation (HFJV) 85, 86
高頻震盪通氣 high frequency oscillatory ventilator (HFOV) 85, 86
高壓氧 hyperbaric oxygen (HBO) 76, 77, 79, 80

十一劃

動作分析儀 motion analyzer 114
眼科雷射裝置 ophthalmic laser system 101
細胞分選儀 cell sorter 15, 16
透析器 dialyzer 80, 97-99,
透析機 machine of dialysis 97, 98
麻醉呼吸器 ventilator 87, 90

麻醉劑揮發器 vaporizer 87, 88, 90
麻藥消耗量 agent consumption 87

十二劃

單人艙 monoplace chamber 76, 79, 80
單克隆抗體 monoclonal antibody 15-17
湯氏突崩 avalanche 50
等速肌力 isokinetic strength 111-113
等速肌力測試系統 isokinetic measurement system 111, 112
菌血症 bacteremia 7, 8
視覺誘導電位 visual EP (VEP) 54, 55
間接強迫通氣式 intermittent mandatory ventilation (IMV) 81, 82, 86

十三劃

準直儀 collimator 19-22, 33, 34, 37, 38, 40-46
準直儀頭盔 collimator helmet 40-43
碎石機 lithotripter 104-107
碘化鈉晶體 sodium iodide 19
腦電位 electroencephalograph (EEG) 52-55, 59, 62
腦電圖(腦電位分佈圖) brain potential mapping 52, 53
運動單元動作電位 motor unit action potential 63-65
運動學分析 kinematic analysis 65, 114
電子阻抗原理 electronic impedance principle 12, 13
電性安全 electrical safety 56, 57, 118-120
電性安全分析儀 electrical safety analyzer 118-120
電氣隔離 electrical isolation 108, 109
電擊 electrical shock 25, 61, 75, 91, 92, 94, 105, 109, 110, 118, 119
電擊去顫器 defibrillator 91, 92

十四劃

磁共振造影 magnetic resonance imaging (MRI) 26, 27, 42, 46, 47, 49
蓋革計數器 Geiger-Muller counter 50, 51
誘導電位 event-related potential (evoked potential) (ERP) 54, 55
遠隔治療 teletherapy 35-40, 43

酵素免疫分析法 enzyme immunoassay (EIA) 1-3

十五劃

廢氣排除 scavenger 28, 87, 89, 90

標準 standard 7, 16, 27, 36, 46, 48, 57, 62, 75, 77, 95, 99, 108, 116, 118, 120

十六劃

導程 lead 56, 57, 61, 62, 92, 118, 119

輸液控制器 intravenous controller 69

輸液幫浦 infusion pump 69-72

十七劃

嬰兒保溫箱 infant incubator 73-75

十八劃

醫學雷射影像記錄儀 medical laser imager 47-49

醫學影像 medical imaging 26, 47, 49

醫療儀器 medical instrumentation 21, 56

鎊超細粒子肺通氣掃描 technegas ventilation scan 28

二十劃

蠕動式幫浦 peristaltic pump 66, 67

二十二劃

聽覺誘導電位 brainstem auditory EP (BAEP) 54, 55

二十三劃

體外的 extracorporeal 95, 104-107

英文關鍵字索引

A

agent consumption 麻藥消耗量 87
arrhythmia 心律不整 61, 91, 94, 96
atria fibrillation 心房纖維顫動 91, 92
automatic blood culture system 自動血液細菌培養偵測系統
7
avalanche 湯氏突崩 50

B

bacteremia 菌血症 7, 8
bedside monitor 床邊監視器 59, 118
blood cell differential counter 血液型態分類計數器 9-11
blood culture 血液培養 7, 8
bradycardia 心律過慢 94
brain potential mapping 腦電圖(腦電位分佈圖) 52, 53
brainstem auditory EP (BAEP) 聽覺誘導電位 54, 55

C

cardiac pacemaker 心臟節律器 94-96
cassette pump 卡式幫浦 66
cell counter 血球計數器 12-14
cell sorter 細胞分選儀 15, 16
chemiluminescence 化學冷光 4-6
CO₂ absorber 二氧化碳吸收器 87, 89
collimator helmet 準直儀頭盔 40-43
collimator 準直儀 19-22, 33, 34, 37, 38, 40-46
core temperature 核心溫度 73

D

defibrillator 電擊去顫器 91, 92
dialyzer 透析器 80, 97-99,

E

electrical isolation 電氣隔離 108, 109
electrical safety analyzer 電性安全分析儀 118-120
electrical safety 電性安全 56, 57, 118-120
electrical shock 電擊 25, 61, 75, 91, 92, 94, 105, 109, 110,
118, 119
electrocardiograph (ECG) 心電圖機 56-59, 61, 62, 91-93,
104, 106, 109, 118
electroencephalograph (EEG) 腦電位 52-55, 59, 62
electromyograph (EMG) 肌電圖 54, 57, 62-65, 111, 114
electronic impedance principle 電子阻抗原理 12, 13
enzyme immunoassay (EIA) 酵素免疫分析法 1-3
event-related potential (evoked potential) (ERP) 誘導電位
54, 55
evoked potential (event-related potential, ERP) 誘導電位
54, 55
extracorporeal 體外的 95, 104-107

F

flow cytometer 流式細胞儀 12, 15-18
flowmeter 流量計 87, 88, 90
focal source localization 病變源定位 52

G

gait analyzer 步態分析儀 114-117
gamma knife 伽瑪刀 40-42, 44
gamma scintillation camera 伽瑪閃爍攝影機 19-21
Geiger-Muller counter 蓋革計數器 50, 51

H

half-life 半衰期 6, 22, 23, 29, 30, 36, 40
hemodialysis (HD) 血液透析 97-100

high frequency jet ventilation (HFJV) 高頻噴射通氣 85, 86
high frequency oscillatory ventilator (HFOV) 高頻震盪通氣
85, 86
high frequency positive pressure ventilation (HFPPV) 高頻正
壓通氣 85, 86
high frequency ventilator (HFV) 高頻呼吸器 85, 86
hyperbaric oxygen (HBO) 高壓氧 76, 77, 79, 80
hyperthermia 高溫 73, 75, 118

I

immunoassay 免疫分析法 1-6
infant incubator 嬰兒保溫箱 73-75
infusion pump 注射幫浦(輸液幫浦) 66-72
intermittent mandatory ventilation (IMV) 間接強迫通氣式
81, 82, 86
intraoperative radiation therapy (IORT) 手術中放射治療
32, 35
intravenous controller 輸液控制器 69
isokinetic measurement system 等速肌力測試系統 111,
112
isokinetic strength 等速肌力 111-113

K

kinematic analysis 運動學分析 65, 114

L

lead 導程 56, 57, 61, 62, 92, 118, 119
leukemia 白血病 15, 17
linear accelerator 直線加速器 32-35, 39, 44, 45
lithotripter 碎石機 104-107

M

machine of dialysis 透析機 97, 98
magnetic resonance imaging (MRI) 磁振造影 26, 27, 42,
46, 47, 49
medical imaging 醫學影像 26, 47, 49
medical instrumentation 醫療儀器 21, 56
medical laser imager 醫學雷射影像記錄儀 47-49
metabolism 代謝作用 22, 23
monoclonal antibody 單克隆抗體 15-17

monoplace chamber 單人艙 76, 79, 80
motion analyzer 動作分析儀 114
motor unit action potential 運動單元動作電位 63-65
multiformater 多重影像格式器 47-49
multiplace chamber 多人艙 76-80
muscle strength 肌力 111-113

N

negative end expiratory pressure (NEEP) 吐氣末端負壓式
81, 82
non-invasive 非侵入式 52, 54, 55, 58, 59, 60, 64, 65, 96,
104
nuclear magnetic resonance 核磁共振 26

O

ophthalmic laser system 眼科雷射裝置 101

P

patient-controlled analgesic 病人控制麻醉 69, 70
peristaltic pump 蠕動式幫浦 66, 67
photomultiplier tube (PMT) 光電倍增管 4, 15, 19-23
physiologic monitor 5生理監視器 8, 59-62
positive end expiratory pressure (PEEP) 吐氣末端正壓式
81, 82
positron emission tomography (PET) 正子斷層掃描 22, 24, 25
pulse generator 脈波產生器 94, 108-110

R

rebreathing tube 迴路管路 87, 89, 90

S

scavenger 廢氣排除 28, 87, 89, 90
skin sparing effect 皮膚免除效應 36, 38
sodium iodide 碘化鈉晶體 19
somatosensory EP (SSEP) 身體感覺誘導電位 54, 55
specific activity 活性比度 36, 38, 40
spontaneously emission 自激發射 101
standard 標準 7, 16, 27, 36, 46, 48, 57, 62, 75, 77, 95, 99,
108, 116, 118, 120
stereotactic frame 立體定位頭架 34, 35, 40, 42, 44, 45

stereotactic radiosurgery 立體定位放射手術 34, 35, 40, 42, 44-46

stereotactic radiotherapy (SRT) 立體定位放射治療 32, 35

stimulated emission 受激發射 101

stimulator 刺激器 54, 55, 108-110

subpopulation 亞群 15-17

synchronize intermittent mandatory ventilation (SIMV) 同步間接強迫通氣式 81-84, 86

syringe pump 注射器式幫浦 66

T

tachycardia 心博過速 94

Tc^{99m} DTPA aerosol ventilation scan Tc^{99m} DTPA 霧化超細粒子肺通氣掃描 28, 29

technegas ventilation scan 鎊超細粒子肺通氣掃描 28

teletherapy 遠隔治療 35-40, 43

total body irradiation in bone marrow transplantation 骨髓移植前全身 X 光放射治療 35, 36, 39

V

vaporizer 麻醉劑揮發器 87, 88, 90

ventilator 呼吸輔助器 81-86

ventilator 麻醉呼吸器 87, 90

ventricular fibrillation 心室纖維顫動 91, 92

visual EP (VEP) 視覺誘導電位 54, 55

X

Xe¹³³ ventilation scan 氬氣肺通氣掃描 28, 30

X-knife stereotactic radiosurgery X光立體定位放射手術 32, 34, 35, 44

儀器總覽—醫療儀器

發行人／黃文雄

發行所／行政院國家科學委員會精密儀器發展中心

新竹市科學工業園區研發六路 20 號

電話：(03) 5779911 轉 303, 304

傳真：(03) 5773947

編輯／伍秀菁·汪若文·林美吟

美術編輯／吳振勇

初版一刷／中華民國八十七年十月

初版二刷／中華民國九十二年二月

行政院新聞局出版事業登記證局版臺業字第 2661 號

定價／單冊新台幣 300 元·全套新台幣 2200 元

郵撥戶號／0017343-1 國科會精密儀器發展中心

打字／志丞商業設計社 (03) 5617562

印刷／泰銘照像製版社有限公司 (06) 2910838

ISBN 957-02-2526-2 (套)

ISBN 957-02-2534-3

國家圖書館出版品預行編目資料

儀器總覽 = Introduction to instrumentation
/ 伍秀菁, 汪若文, 林美吟編輯. -- 初版. --
新竹市 : 國科會精儀中心, 民87
冊 ; 公分
含索引
ISBN 957-02-2526-2 (一套 : 平裝)

1. 精密機械工業 - 儀器 - 手冊, 便覽

471.026

87012756