

圖一

心肺機

劉和育*

簡介 心肺血分流術的力學和原理

*美國外科學院院士 (F. A. C. S.)
國際外科學院院士 (F. I. C. S.)
美國胸腔疾病學院院士 (F. C. C. P.)
本學院心臟外科教授

修補心臟瓣膜、替換人工瓣膜或任何爲了矯正心臟先天性缺陷而作的心臟內手術都必須在直接目視下操作，心肺機 (Heart-Lung Machine) 使這些手術成爲可能，此機也使我們能夠作冠狀動脈和升主動脈的手術。

美國費城的 Gibbon 首先使用體外循環來修補一個心房中隔缺損 (Atrial septal defect)，1967 年十二月於南非開普敦，Dr. Christiaan Barnard 首先完成人類的心臟移植，隨後他又完成了一系列的雙心臟移植 (Twin Heart Transplantation)；史丹福大學醫學中心的 Dr. Norman E. Shumway 也自 1968 年開始作心臟移植，平均每個月一次，共完成了 95 次換心手術，其中 33 個病人到今天還活著；德州心臟診治中心從 1969 年十月到 1975 年四月共有 5165 個冠狀動脈阻塞的病人接受冠狀動脈分流手術 (Coronary Artery Bypass)，它的早期死亡率於 1974 年這一年裏只有 3.5%，所有上述令人着迷的成就都是藉著體外循環的裝置才得以完成的。

關於體外循環的發展，先鋒者 Gibbon 的構想和努力應居首功。他

從 1932 年就開始作實驗，歷經 20 年，直到 1953 年才完成了第一個人類的開心手術 (Open heart operation)，隨後的發展就很快了。

1954 年明尼蘇達大學的 Lillehei 和其同仁使用過交互循環 (Cross circulation)，不久 De Wall 完成了氣泡式氧合器 (Bubble oxygenator)，Kirklin 和其同仁也於 1955 年在 Mayo Clinic 首度成功地把 Gibbon 屏幕式氧合器 (Gibbon screen oxygenator) 的使用變成一種慣例 (routine)。在瑞典，Bjork 和 Crafoord 共同發展出圓盤式氧合器 (Disc oxygenator)，且由 Kay 和 Cross 引進美國。

進行心肺血分流術時，原先流回右心房的靜脈血現在轉而流入一條體外的迴路 (圖一)，也就是說大約每分鐘 5 升的靜脈血須由身體進入此一體外的迴路。這些血液於流經人造肺臟時放出二氧化碳，同時吸收氧氣，俟血液和空氣間的氣體交換完成後，新鮮含氧血再在壓力推動下被送回病人的動脈系統。像這樣，整個心臟和肺臟除了一小部分支氣管動脈血經由肺靜脈流回左心房及由冠狀靜脈經冠狀竇流回右心房的血液外，已不再

含血，當病人的心臟被打開後，上述二來源的少量血仍繼續地被吸走，然後送入心肺機。

通常是使用兩條塑膠插管來把回心臟的靜脈血導流入心肺機 (Pulmonary Oxygenator)，兩條插管於過右心房壁以後分別插入上下腔大脈，然後把棉質繫線或腔靜脈夾子繞於包埋有插管的腔靜脈上，棉質繫線或腔靜脈夾子尚未夾緊前，腔靜脈和插管間仍有間隙，使得靜脈血不可流入心肺機，也可流入病人的心肺兩臟，此時心、肺兩臟的血只是分地被分流而已 (Partially bypassed)；夾緊繫線或夾子後，所體循環回來的血均分流入體外迴路 (Total bypass)。使靜脈血由病人體循環進入體外迴路的流速加快的方法有二：第一、可輸血以使病人體循環靜脈壓提高；第二、可用 Suction 使插管內的壓力降低。靜脈血於氧合器內進行氣體交換，變成含氧血後，壓力推送到插於總股動脈或外腸骨動脈 (Common femoral or external iliac artery) 的插管，再進入病人體內循環。有時也可使插管穿入升主動脈或左鎖骨下動脈的近端 (ascending aorta or proximal le

ft subclavian artery)。

在全身麻醉下的成人病患其心輸出量約為 2.4 升 / 每平方公尺體表面積，所以使用體外迴路時必須使流速和心輸出量相配合，流速過慢則產生代謝性酸中毒 (metabolic acidosis)。

使用人造器械來暫時取代病人心、肺兩臟功能之過程可以延續數小時以上而不致對血中的成份有所損傷，使用及停用是項器械時必須能夠想用就用、想停就停，但由正常的心肺循環轉換成人工心肺機維持的循環間之過程必須平穩，反之亦然；另外，使大量血液在體外循環時應根據血動力學來調整流速、壓力和血管內容量。

理想的氧合器(Oxygenator)

理想的氧合器須符合以下各要求：

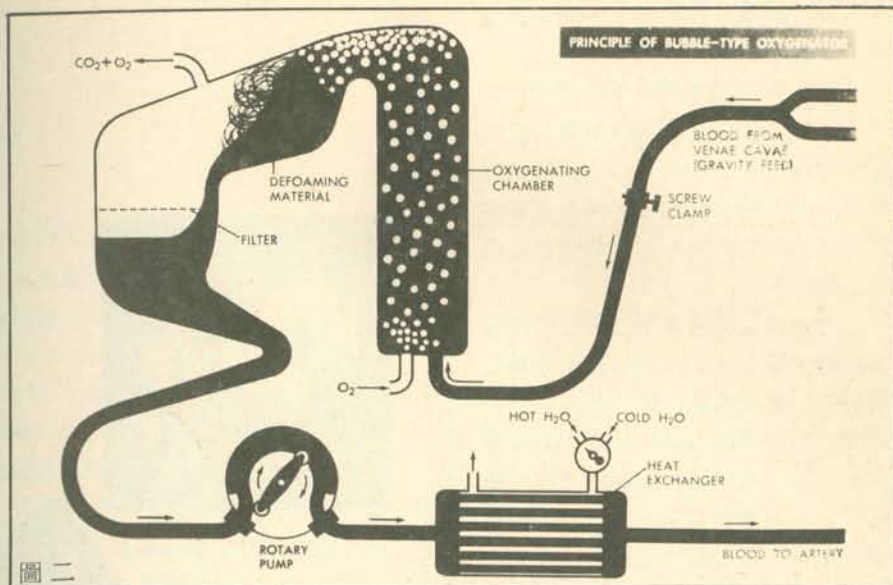
1. 人工肺臟每分鐘應能使 5 升以上的靜脈血達到至少 95% 的氧合度 (Oxygenation)。

2. 空氣和血液間的氣體交換應能適度地把血中的二氧化碳移去，以免移走過少時二氧化碳滯留造成呼吸性酸中毒 (respiratory acidosis)，或移走過多的二氧化碳而造成呼吸性鹼中毒 (respiratory alkalosis)。

3. 氣體交換的機械過程必須和緩以免使血球破壞及血漿蛋白變性，為此必須：

- a. 血液流轉的速率不能太快。
- b. 儀器中轉動或移動的部分不能碰到血液。
- c. 應使用不易起化學反應的物質來作成體外迴路。
- d. 各部分應有平滑的表面，邊緣圓鈍，且不得有陷凹的地方以免產生氣泡或使血球、血纖維蛋白堆積起來。

4. 不比人類天生的肺臟，當動脈血的需求量增大時，大部分的氧合器都需要更多量的血到儀器內以進行氧合作用。換言之，為使血液和氧的結合力增加唯有使體外迴路能夠容納更多量的血，但因價錢及準備時間的限



圖二

制，大容量的體外迴路幾乎令人不敢問津，所以它的容量仍須在合理的範圍之內。事實上，成人所用的氧合器約能容納 1 ~ 4 升的血液。

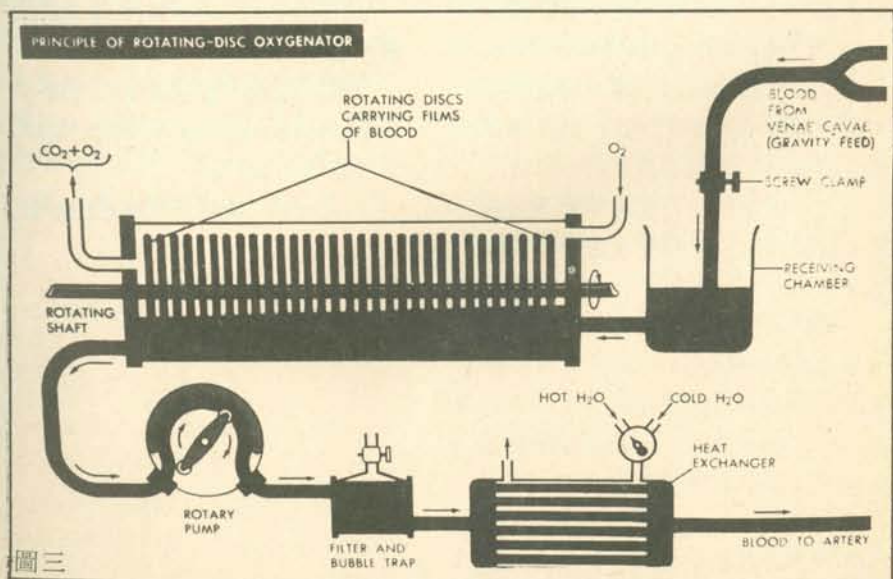
5. 最後，氣體交換裝置應該設計得越簡單越好。設計越簡單且組成零件越少則消毒、組合及操作也越容易。

血液氧合器的基本設計

人造肺臟裏氣體交換的程度決定於血液和氣體間的界面有多大。使氣體散佈在血池中 (如氣泡式氧合器圖二)，或使血液散佈在氣體環境

中 (如薄膜式氧合器 film oxygenator) 均能產生此種界面，而使一薄層的血液暴露在氣體環境中所需的機械支持物則可為固定式的 (如屏幕式氧合器) 或移動式的 (如旋轉圓盤式氧合器 rotating disc oxygenator, 圖三)。

人類的肺臟能提供很大的血液一氣體界面。血液在肺泡上的微血管內以一個血球接一個血球的方式流過，阻力小且形成一個單層細胞的薄膜。即令如此，肺泡內的氣體和血液間的氣體交換仍非完美無缺。人工肺臟的效率就更不用講了，因為它所提供



圖三

的血液—氣體交界面較小，且血液所形成的薄膜達數層細胞厚。

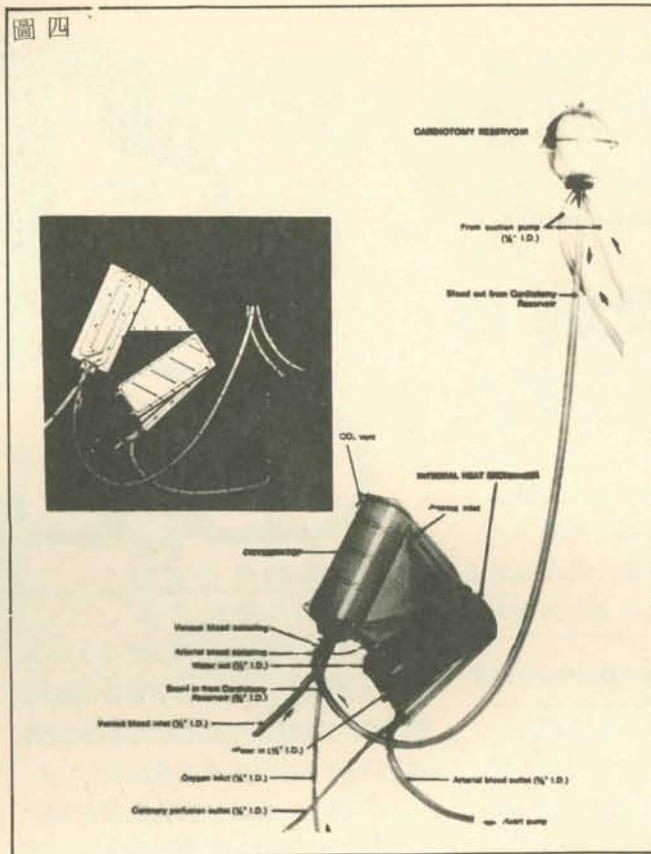
少數氧合器能提供較好的氧合程度：有的使血液循環再循環，延長血液暴露在氧氣中的時間；有的則用機械方法來攪拌、混合，使血液和氣體交界面時時更新，加速氣體在血液中的擴散。

筆者曾在美國接受心臟血管外科的訓練，每年暑假且在紐約長島猶太醫院中心接受為期一個月的再訓練，因此有機會看到及操作美國和其他國家的心臟血管中心所發展出來的各種氧合器。筆者願意在此把目前最被接受較常用且效果較好的氧合器選兩種簡單地介紹給各位：1.用後丟棄的氣泡式氧合器，2.旋轉圓盤式氧合器。

用後丟棄的氣泡式氧合器

在此類氧合器裏氧氣由一池靜脈血底下引入，形成氣泡，氣泡本身就是氣體交換的地方。De Wall 所設計的氧合器首先確立了起泡沫和去泡沫技巧的可靠性，進一步的研究產生了一種較小較緊密且可隨用隨棄的氣泡式氧合器。乃由兩層聚乙烯塑膠構成一個小房室，可儲血成池以供氣泡和血液進行氣體交換，小房室尚有隔熱作用免得血液冷卻得太快。此型氧合器市面上已有售，零件完整可獨立作業，無菌，且可隨時使用。當血液流速不太快時它的效果極佳；氧合器中只需 1.2 升以內的血液（稱 priming volume）即可開始運轉，所以有時可用生理溶液或合成血漿代替血液裝進氧合器中；聚乙烯塑膠的小房室上面另有一排氣管，可在排氣管下面放置去泡沫的物質，將混在血液中之氣泡除去。

氣泡式氧合器的優點是隨時可用，尤其在緊急情況下。但因有些小氣泡不易濾去，可能會導致小氣栓，所以不宜久用。最近 Bentley 實驗室發展出 Temptrol 氧合系統（圖四），針對上述缺點改進，此系統包含三部分：①一具氧合器②一具血液溫度



調節器一個集血器來收集冠狀竇、肺靜脈流到心臟的血，它同時也可以收集手術中的出血以供再用；此系統共分三型：

1. 嬰兒用的：血流速率每分鐘 1.5 升，priming volume 最少為 125 cc，最多為 500 cc。
2. 小兒用的：血流速率每分鐘 3 升，priming volume 最少為 400 cc，最多為 1000 cc。
3. 成人用的：血流速率每分鐘 6 升，priming volume 最少為 850 cc，最多為 2000 cc。

Temptrol 氧合系統現在已被世

界各心臟血管中心所採用，因為它有下列的優點：

- (1) 可使血流長時間保持高的流速，曾經連續使用九小時以上而氣體交換或去泡沫作用的效率並無顯著的降。
- (2) 在動脈血中氧氣壓 100 ~ 120 mmHg 及靜脈血中氧氣壓 40 mmHg 的生理範圍內，血液從此系統中所取得的氧氣量甚至比最大的病人所需要的還多。
- (3) Temptrol 除去血中二氧化碳的能力較其他氧合器為佳。
- (4) 此系統所產生的大氣泡較易

去，血球破壞的程度也較其他氧合器小，臨床結果顯示 Temptrol 系統的去泡沫作用能維持較長的時間。

(5)在有熱能交換器的情形下，此系統所需的 priming volume 較小。例如成人所用的型式可處理多至 3000 cc 也可處理少至 550 cc priming volume 的血液。

(6)整個 Temptrol 系統可於用後丟棄，另換一副新的、無菌的系統，而其費用反而比傳統上用人工洗淨、再消毒的方法花費少得多。

旋轉圓盤式氧合器

一整疊的圓盤由一根軸穿住，再平架在一個靜脈血槽中。圓盤由外力帶動，當圓盤浸漬在血槽中時，每一圓盤各面的外 $\frac{1}{2}$ 將蓋有一薄膜狀的血。圓盤繼續旋轉，盤上薄層的靜脈血將暴露於血槽上方含有 97% 氧氣和 3% 二氧化碳的氣體環境中，氣體交換於焉發生。盤上薄層的靜脈血變為動脈血，隨著圓盤的旋轉，動脈血被帶返血槽，而同時圓盤又把一層靜脈血帶至血槽上方……如此反覆進行，由血槽一端進來的靜脈血最後變為動脈血而從另一端被抽走。

抽水機(Blood Pumps)

為了使血液能在體外流動，任何一架心肺機都必須裝有抽水機。一直

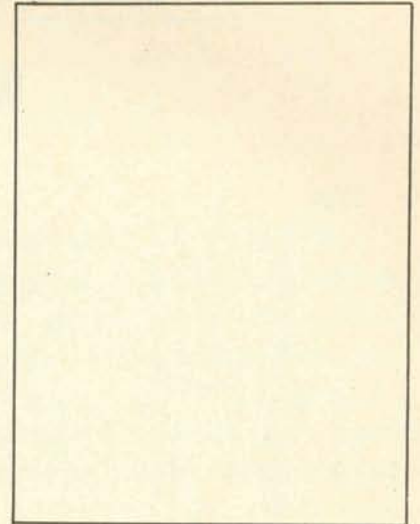
到最近，尚無一種可推動血行而同時不傷及血球或血中成份的機械出現。抽水機共有三種：(a)滾轉式抽水機(roller pump)(b)多指抽水機(multiple finger pump)及(c)心室型抽水機(ventricle pump)，其中滾轉式抽水機有下列之優點：

- 1.設計簡單，運轉平穩。
- 2.不必消毒，輸送血液的管子用後即丟，新管子很容易裝上。
- 3.好的滾轉式抽水機所破壞的血球較其他型式者少。

因此，現已為世界上大多數的中心所採用。

結論

人工心肺機的目的和健全的心肺兩臟一樣，都是要使組織能夠得到適度的含氧血的供應，同時血壓和血流速率保持正常。若組織的這些要求能被滿足，則體內環境將能維持其正常的狀態，否則會有缺氧、休克等症狀出現。人工心肺機把血液帶出體外，且使之流過異物的表面，所以機械不僅會破壞血中成份，它也會把一些毒素加到血液裏，這是人工心肺機較真正心肺臟不好的地方。從觀整個心肺機的發展史，首先是解決如何把鮮血送到組織的問題，其次便是要想辦法使血球不受破壞，毒素不致跑到血中去。第一個問題已解決，第二個問題



則尚在努力中。

心肺機操作員的工作是調整流速、壓力，使病人能得到適當鮮血的供應。顯然，適度的流速、壓力才能支撐病人且使其得到充足的滋養；即使是同體重的病人，每人對氧氣的需求量也大有不同，因此我們發現根據各種表格而調整的流速並不很適合病人，反而是“讓病人選擇他自己的流速”可能較好些，再把自腔靜脈插管送來的所有血液送回病人體內，使平均血壓維持在稍高於 80 mmHg 的位置即可。因為腔靜脈血中氧的飽和度約和組織裏氧的飽和度相當，所以由測量腔靜脈血中氧的飽和度即可知流速是否適當，若數值 < 60%，表示組織未獲足量的氧。

燈光閃閃，馬達嗡嗡作響的心肺機並不能使病人免於 hypovolemia、缺氧、蛋白質變性或毒素跑進血中的危險。同樣地，一架有能力供應足量含氧血、未受損的血液的心肺機也不會無緣無故地產生酸中毒或鹼中毒，最重要的該是操作者的調節。唯有適當的調節才能使病人得到適量的含氧血，且保持血壓而免於各種危險。