

成都工学院图书馆
基本馆藏

300195

第二届和平利用原子能国际会议文献

同位素在医学及 生物学上的应用

6



中国科学院原子核科学委员会编辑委员会编
科学出版社出版

374
627714
T6

78.1

78.1
78.1
78.1
借 期

同位素在医学及生物学上的应用 (6)

中国科学院原子核科学委员会編輯委员会編

*

科学出版社出版 (北京朝阳門大街 117 号)

北京市书刊出版业营业許可証出字第 061 号

中国科学院印刷厂印刷 新华书店总經售

*

1960 年 7 月第 一 版

书号: 2199 字数: 74,000

1960 年 7 月第一次印刷

开本: 787 × 1092 1/16

(京) 0001—6,600

印张: 3 1/8

定价: 0.41 元

目 录

P/1385	用选择性定量放射性心动图的方法对中枢血液动力学研究.....	(1)
P/1442	应用放射性胶体于人体对肝脏循环的研究.....	(15)
P/1488	含碘 ¹³¹ 的四碘荧光素作为肝血吸虫病之肝功能测验的价值.....	(20)
P/1489	脂肪对放射性甲状腺素排泄率的影响.....	(24)
P/1531	在研究甲状腺功能异常时摄取曲线的意义.....	(29)
P/2123	利用碳 ¹⁴ 研究有氯霉素存在时,大肠杆菌分泌氨基酸到培养基中的机转.....	(36)
P/2254	利用 γ -核射线研究肝脏血流的方法	(40)
P/2126	6-杂氮二氧嘧啶-4,5- ¹⁴ C(6-Azauracil-4, 5- ¹⁴ C) 及其核苷于动物正常组织 及肿瘤组织内之分布.....	(47)

用选择性定量放射性心动图的方法对中枢血液动力学的研究[†]

G. Monasterio L. Donato*

1. 心輸出量与周緣需要的相适应是通过在心脏腔室中血液的压力和容积的变化而实现的。因此,为了能够完全的了解在生理和病理情况下心脏的血液动力学的状况,压力和容积的测量都是必需的。

用心脏导管插入的技术可以做到可靠的压力测量,但是正确的容积的测量却几乎不可能使用传统的方法来完成。

容积的变化通过好几种途径来影响着压力的数值:舒张压与舒张期終了时心脏腔室中的血量多少有关,但是由于心壁的弹性,这种关系不是呈直綫的;由心肌来决定的收缩能力,由于收缩着的腔室内的血量不同,可以产生不同的压力和心輸出量。

瓣膜病初期的特点就是血液在心脏腔室中的重新分布,而压力的变化是續发的,而且不是简单地与容积互相关联的。关于压力数值的知識并不能提供有关中枢血液动力学型的完整的图象。

关于精确地并且分別地测量心脏各腔室内的血液的容积,和它們在心脏动作中的变化的困难,在最近已用放射性示踪的方法克服了。

已經大量应用在代謝的研究方面,以测量代謝庫的大小(Pool size)和机体构成成份的更新的速率的分析方法,可以有效地用来测量心脏各腔室血液量的多少,和它經過中枢循环轉送的速率。

2. 示踪剂經過心肺循环的轉送是动力平衡中的一套体系

“动力平衡”这名词在生物学中用来描写所謂“稳定状态体系”这样一种基本的性質。其組成成份的恆定并不是由于功能上的休止,而是由于一种通过体系本身的各种成分的持續不断的流动,每单位時間內都有恆定数量的成分单位的固定部分发生轉換。

簡單的說,中枢循环可以認為是在相互形成动的平衡中的一套体系。事实上,如果以心脏周期的時間作为单位時間,則在每个房室中的血液容积和經過它們的流速可以認為是恆定的。

每一个房室皆可看成是一个容积恆定的容器,两端开口,一股恆定的液体流从此通过。从轉換的观点看来,在动力平衡状态的生物体系具有一种有着基本重要性的附加的特点,即新形成的成分和那些原来就存在的成分发生完全的混合。由于在心室中回流的紊动性完全的混合肯定在心室中是发生的^[1],但是这与在心房腔内还不同,在心房腔内,

[†] “第二届和平利用原子能国际會議文献”编号 A/CONF. 15/P/1385, 意大利,原文为英文。

* 意大利,比薩大学医学院核子医学中心。

已証明在某种程度上会发生流綫血流。因此假設心脏腔室是一套动力平衡的体系的这一前提,就包含着在心房腔方面接受一种理論上的誤差。然而可以看出,如与由上述假設所導得的材料的重要性相比,則这个誤差还是处在很小的地位的。

在心脏腔室中的混合和动力平衡的存在意味着,突然向四个腔室中的任何一个注射放射性指示剂,則指示剂将按該腔室中的血流/容积的比例(F/V)的指数率自其中消失。

按照 Zilversmit 的术语^[2]說,心房血液可以认为是心室血液的特殊的先质(前身),注射应在心房腔中进行。心室血液的放射活性浓度将按图 1(a) 所表示的曲线变化,这曲线是由 Artom 及其同工者^[3]所做,后来由 Zilversmit^[2] 和 Siri^[4] 所肯定,而专为此放射性应用的。总放射活性是按着图 1(b) 所示的曲线变化的,因为心室血容积(V_v)比心房血容积(V_A)高的多。

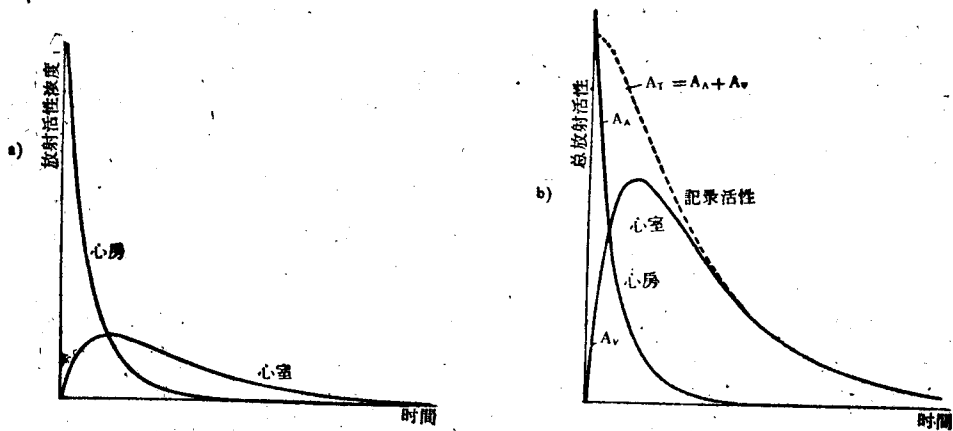


图 1 a) 在心房中注射指示剂后,在心房及心室中的理論的放射活性浓度/时间曲线,心房容积: 100 毫升,心室容积: 350 毫升。单位时间内的血流: 70 毫升。

b) 同一情况下的理論的总放射活性/时间曲线点线表示心房和心室放射活性之和

心房放射活性(A_A)的消失的数学表示方法如下:

$$A_A(t) = A_{A(0)} e^{-F/V_A t}$$

$$\text{假定 } K_A = F/V_A$$

$$A_A(t) = A_{A(0)} e^{-K_A t} \quad (1)$$

在心室血中的放射活性变化(A_v)可按关于两相間示踪剂的轉移的 Siri 氏方程式(3)来表示,即是:

$$A_v(t) = \frac{K_v}{K_v - K_A} A_{A(0)} (e^{-K_A t} - e^{-K_v t}) \quad (2)$$

此处 K_v 是心室排空的速率,也就是血流和心室容积間的比例。用一个对着心脏的心房和心室的計数器记录下来的总放射活性 $A_T(t)$ 如下:

$$A_T(t) = A_A(t) + A_v(t) = A_{A(0)} e^{-K_A t} + A_{A(0)} \frac{K_v}{K_v - K_A} (e^{-K_A t} - e^{-K_v t}) \quad (3)$$

令 $-R = K_v/K_v - K_A$, 代入,則方程式(3)就变为:

$$A_T(t) = (1 + R) (A_{A(0)} e^{-K_A t}) + R (A_{A(0)} e^{-K_v t}) \quad (4)^*$$

* 此式代入, $(1 + R)$ 应为 $(1 - R)$ ——譯者注。

記錄曲線將由兩個指數函數的總和給出來，但它並不是一個純粹的指數函數。和 K_v 相比， K_A 愈大，方程式(4)的第一項變成可忽略不計就愈快，整個曲線將趨近純粹的指數函數，按照由 K_v 所給的速率而變化。因此總的放射活性將由下列方程式給出：

$$A_{T(t)} = R(A_{A(0)}e^{-K_A t}) \quad (5)$$

這種理論可以適用於分別研究的心臟的兩側。

3. 在轉換理論的基礎上放射性心動圖曲線的量的計算

在1948年 Prinzmetal 及其同工者^[5]，還有 Waser 和 Hunzinger^[6]，首先提出了一種技術，叫做放射性心動圖(Radiocardiography)；把放射性鈉²⁴注射到一側前臂靜脈內，用放在心臟區域的准直計數器記錄得到時間/放射活性曲線。在正常情況下，由於示踪劑的移動通過心臟的兩側，所得曲線有兩個波峯。

按照曲線的計時(timing)來分析曲線，可以得到有關心肺循環不同部分的通過時間(Traversal time)的材料。

後來有幾組研究者應用了這種技術，改進了示踪劑和記錄方法^[7,8,9,10]。在1954年，放射性心動圖的重要性又由 Veall 及其同工者的工作^[11]大大加強了。他們指出，正如任何其他染料稀釋曲線一樣，由放射性心動曲線上可以計算出心輸出量。後來又有幾組研究者^[12,13,14]用這種技術來測量了血流。

我們在這個領域的工作一開始，我們就努力設法尋求用這種技術去測量心臟各腔室中的血量和血液由一腔室轉移至其他腔室的速率的可能性。

將閃爍計數器直接對向心臟區域，使它同時可以“看”到心臟的全部腔室，或者至少是每一個腔室的一部分。在記錄軌跡上之所以能將右心曲線和左心曲線分開，乃是由于中間插入了肺血管床，而後者則在計數區域以外很大一段距離。但是如果要分開心房和心室曲線則是不可能的，因為這兩種腔室計數器都可以“看”到。結果每側所記錄的曲線乃是心房曲線和心室曲線的總和。

上述理論在放射性心動圖的軌跡上的應用，首先是由于研究放射性心動圖的右心曲線而得到發展的^[15]。可以注意到，在正常情況下，曲線的下降坡是自波峯或稍靠後些即開始呈指數率下降的。純粹指數下降坡的早期出現，意味着在一個很短的時間內遺留在心房內的示踪劑的量就變得可忽略不計，而可用方程式(5)來描述消失曲線，如圖1(b)所示，這意味着放射活性發生的變化是以一種與右心室排空速率相等的速率在進行的。

對於方程式(4)和(5)，如果要它們在實驗情況下非常正確，對於心房和心室二者的計數效率就應該是完全相同的。肯定的講，事實不是如此，因為心室距胸壁更接近一些計數效率一定在心室更高一些。令 c 表示心房血液的平均計數效率和心室血液的平均計數效率之比，方程式(4)變為：

$$\bar{A}_{T(t)} = (C + R)(A_{A(0)}e^{-K_A t}) + R(A_{A(0)}e^{-K_v t})$$

這種校準並不是使這種理論無效，而是幫助進一步減少了心房成分的相對重要性，因為它是 $C = 1$ 。

在上述分析和實驗所得結果的基礎上，有兩點是可以建立的：

(1) 當示踪劑突然流入心房之後心臟一側所記錄的曲線的指數下降坡，表示着心室的血流/容積比例。這可以按下式計算，即 $K_v = 0.693/T_1$ ，而且可以認為是心室排空的速率；

(2) 在起初的濃縮波峯和指數減少的開始之間的間隔乃是由于在心房中相當數量的放射活性的持續存在所致, 這個期間是與心房本身排空的速率成正比的。這個期間就叫做“心房延擱時”(ADT)(Atrial delay time)。

知道了每單位時間內心室排空的速率 K_v 之後, 只要每單位時間血流 F 是已知的, 心室的舒張終末容積(VDV)(Ventricular end-diastolic volume)就可以計算出來, 即:

$$VDV = F/K_v \quad (6)$$

從 VDV 中減去心搏容積(SV)(Stroke volume)就可以得到在收縮期終末心室中殘余的血液容積(VRV):

$$VRV = VDV - SV \quad (7)$$

Donato 和 Debus^[16] 在一個心肺循環的玻璃模型上完成的體外試驗表明, 如留在心房中的放射活性少於原初波峯放射活性的 10%, 則普通的圖形分析時曲線即呈指數型。因此可以假定, 過了 ADT 這一時間後, 對心房放射活性有關的方程式(1)可以寫成為:

$$A_A(ADT)/A_{A(0)} = 0.10 = e^{-K_A(ADT)}$$

由此可以計算出通常的心房排空速率 K_A , 為:

$$-K_A = \frac{2.3}{ADT} \quad (8)$$

相應的理想的心房容積(心房清除容積 AWV) 就可以按心室一樣計算出來:

$$AWV = F/K_A \quad (9)$$

4. 選擇性定量放射性心動圖的技術問題和方法

要將上述的計算方法用來分析在有放出 γ -射線的示踪劑通過時在心脏區域記錄的軌迹, 則下列的技術問題就必須加以解決:

- (1) 使示踪劑迅速而大量地流入被檢查的這一側心脏的各部;
- (2) 計數管的准直, 使計數面積能夠包括被檢查的大部分腔室;
- (3) 使所得到的軌迹可以準確分析的可靠的記錄方法。

4.1 示踪劑的選擇和注入的方法

使示踪劑很快的流入心脏的右側, 這可以用靜脈注射的方法達到。注射點的變化在正常的被檢者並不很影響右心曲線的坡度和計時, 但是在心脏病人這却能引起肯定的改變^[15]。

如果所用的注射量小於 0.3 毫升, 且注射是在吸氣時進行的, 那麼頸靜脈注射示踪劑的方法可以得到能夠重複得出的軌迹, 甚至在嚴重的充血性心力衰竭的情況也是這樣^[13]。

有兩種示踪劑可用來做右側的選擇性放射性心動圖之用(圖 2): 含有放射性碘的人血清蛋白(RIHSA)是普通常用的, 而分析是在第一個(右側)記錄曲線上進行的。當需要迴避左側曲線時則可換用吸附在 30—50 微米大小的碳粒上的放射性金¹⁹⁸, (Au-RCG)^[17]。這在嚴重的右心室排空極度減少的充血性心力衰竭時是重要的。大的放射性金的顆粒停留在肺毛細血管內, 這樣就可以得到純粹的右心曲線。

RIHSA-RCG 中, 右心的指數下降坡因左心放射活性的出現而中斷, 因為這個緣故, 所記錄的曲線乃是左側的時間/放射活性曲線和右側殘余活性的總和所致。從記錄的全曲線中減去推算出來的右心下降枝就可以得到單純的左心軌迹。直接用被減後所得曲線不能得到定量的分析, 因為示踪劑在右心和肺循環內被稀釋, 使得它到達左側時的速率太

慢,这对于定量分析就不可靠了。

作为对于心脏左侧血液动力学的定量测定的第一步,如何避免右侧的事先稀释作用的问题,首先是由我们之中的一位指出的^[13]。曾经推想,用气体示踪剂吸入的方法可以达到这个目的。

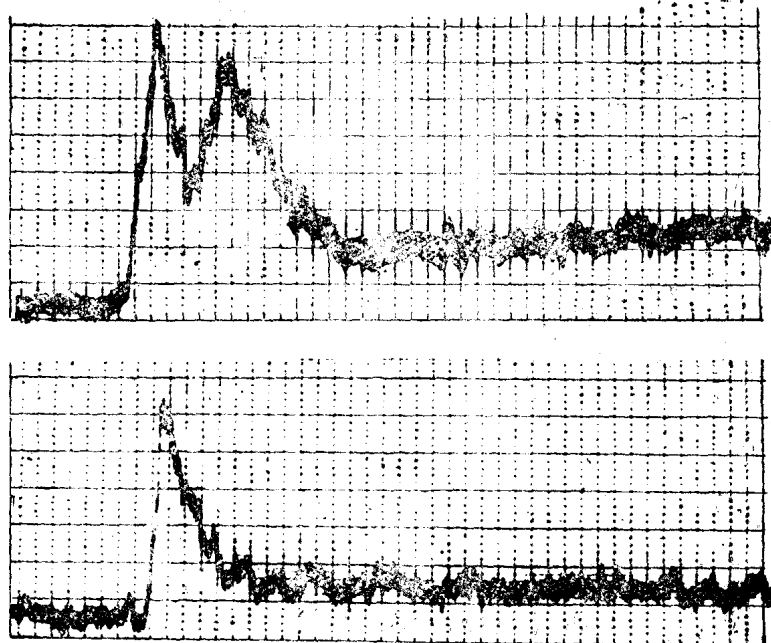


图2 上边的轨迹: 正常对象颈静脉注射 RIHSA 后所得的全放射性心动图。
下边的轨迹: 给正常对象颈静脉注射放射性金¹⁹⁸微颗粒后所得的右侧选择性放射性心动图

这个问题后来由 Donato, 在 Thode, Debus, Nace 和 Jainet 协助之下解决了^[13]: 他们发现带放射性碘的甲基碘 (MI) 可以作为气体示踪剂用来研究左心血液动力学。吸入 20—30 微居里甲基碘形式的 I^{131} 后, 小部分被呼出去, 一定的部分遗留在呼吸道内, 可能被支气管壁的粘液所吸附, 因此消失的很慢, 而大部分的示踪剂则很快就被肺泡所吸收并以很高的速率转移到左心。

在吸入甲基碘以后, 在心脏区域上所记录的放射活性变化的曲线 (MI-RCG) 代表了重迭在支气管内的放射活性基础上的示踪剂通过心脏左侧部分的情况; 减去支气管水平就得到可以重复得出的左侧选择性放射性心动图 (图 3)。

4.2 计数管准直

计数器的安放位置在定量放射性心动图中是一个大问题, 有大开口的准直器在定量分析时是需要的, 因为在计数区域内需要包括被检测每一个腔室的大部分才好, 心脏腔室的空位位置指出, 中心准直对于心脏任何一侧获得最大的几何效率以及最大地减少血管外干扰性放射活性的影响都是最好的一种方法。

我们组用的模型是商品 NaI(Tl) 闪烁计数器, 带有一个 1"X1" 晶体, 还有重的铅准直器, 其特点如下: 12° 校准管, 深度 10 厘米, 外口径 6 厘米, 内口径 4.3 厘米。准直器紧贴体表使计数管的轴笔直的对着心脏区域的中心。

心脏两侧的大部分都可以被计数管检查到, 而两肺几乎完全不在这范围之内。在准

直时的微小变化可以使被计数管“看”到的心脏腔室的部分发生改变,但是不会改变轨迹的计时和坡度,这在正常人和心脏病人都得到了证明。

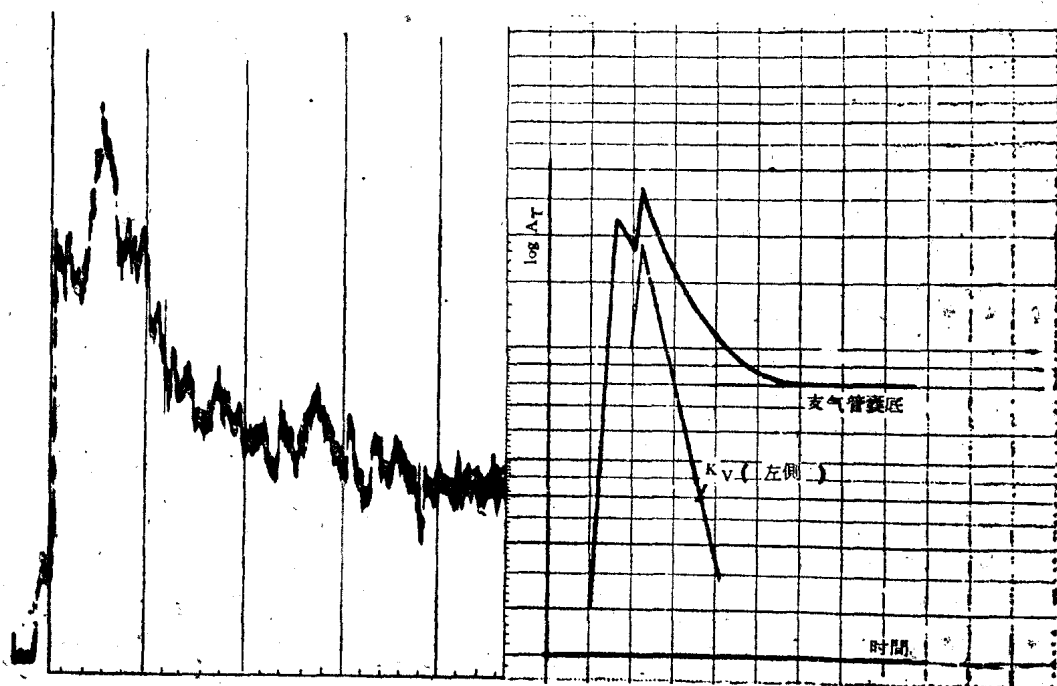


图3 给正常对象吸入甲基-放射性碘所得左侧选择性RCG的原来的轨迹和半对数。减去终末支气管基底就得真空的左侧下降坡

4.3 记录装置和技术

轨迹的定量分析需要用半对数纸来记录曲线的计时和外推法。影响再次绘图的准确性的重要因素有二,即计数速率的统计学的差误 (variation) 和轨迹中由外推法所得的部分的期间。

(1) 统计学的差误: 计数率的不规则的差误可以用增强所采用的放射活性来减少, 可以用计数率仪的较长时间常数来减少, 也可以用脉冲高度分析法除去散射来减少。当用少于 50 微居里的活性时, 则用 0.35 秒作时间常数, 而每秒计数约为 3000 次, 就可以得到最适当的情况。最近我们已用脉冲高度分析法来记录放射性心动图。

(2) 下降枝显现部分的期间: 要得到正确的外推法曲线必须注意绘图时尽可能地多给一些点。

相对高速度的照象记录器和长大的胶卷 (large strips) 是合用的方法, 我们的模式纸 (20 厘米高) 在较粗糙地观察轨迹时是每秒移动 0.5 厘米, 在细致分析时需要每秒移动 5 厘米。在后一种情况, 在重新绘制曲线时要求每秒钟至少要有五个点。

同时进行, 并且记录在同一底片上的心电图 (ECG) 轨迹, 使人可以看出时间/放射活性曲线和心脏周期的相互关系。

图4所示是我们组所用的设备的一个图样。

5. 由放射性心动图曲线所得的定量的材料。

为了做好放射性心动图, 实际上应用的有三种补充技术 (complementary techniques)。

(1) 注射 RIHSA 的放射性心动图 (RIHSA-RCG)。



图4 在比薩大学核子医学中心的记录放射性心动轨迹的装置, 准直闪烁计数器, cometing 速率计, 脉搏高度分析器(多管照象的, 包括 ecgraph)

(2) 注射放射性金¹⁹⁸颗粒的放射性心动图(Au-RCG)。

(3) 吸入甲基碘的放射性心动图(MI-RCG)。

用以上这些技术, 可以得到下列类型的定量材料:

(1) 心脏输出量(CO)

(2) 心脏腔室排空率(K_A 和 K_V)

(3) 心脏腔室的血量(VDV , VRV 和 AWV)

(4) 通过这一系统的时间。

5.1 心脏输出量(CO)

RIHSA-RCG 是一种测量心脏输出量的简单方法。理论和计算方法起初是由 Vcall 和其同工者^[11]推荐的, 后来被大量工作肯定而且应用起来。

通过心脏腔室的血流既不能用 Au-RCG, 也不能用 MI-RCG 方法来测量: 因为这两种情况曲线都没有校准的可能。因为要校准就要求示踪剂在血管床内均匀分布, 正如 RIHSA 所达到的一样。但放射性金的颗粒会停留在肺循环内, 甲基碘则大部分沿全身毛细血管弥散, 最终水平主要由血管外活性, 亦即左侧支气管内的放射活性来决定。

5.2 心脏腔室的排空率(K)

右侧和左侧选择性 RCG 可以得到心脏两侧的排空率的报告。除去在 MI-RCG 必须在开始减去支气管的放射活性外, 各型轨迹的分析程序是相同的。

在半对数纸上划的心室的 $K(K_V)$ 是由指数下降坡来计算的, 而心房的 $K(K_A)$ 则用方程式(8)来测量。

Gigli 和其同工者在 17 个正常人身上用这个方法测量了右侧的 K_V , 发现男子的平均数是 23.1%, 女子是 22.8%^[19]。最近我们检查的 34 个正常人的一个混合组中, 每个周期中右心室的排空率平均是 $26.5 \pm 7.96\%$ ^[20]; 每个周期中左侧 K_V , 用 MI-RCG 计算^[18], 所得

男子平均是 $19.5 \pm 2.4\%$, 女子是 $23.4 \pm 4\%$ 。

在右侧和左侧选择性轨迹, 心房延搁时间 (ADT) 的期间在正常情况下都少于三秒, 按方程式(8), 在正常人每周期 77% 是最慢的可被接受的 K_A 。

5.3 心脏腔室中的血量

如上述报告, 算得的 K , 可以给出心脏腔室内的 F/V 比, 在正常对象从左侧和右侧速率所得到的接近的数值 (因为经过两侧的血流量是同样的), 使人得出结论, 即心脏两侧的血量是同样大小的。

按照方程式(4)和(5), 测量容积需要知道血流和被研究的腔室的排空率。

右心容积可以很容易地由 RIHSA-RCG 来计算, 用这个方法 CO 和右侧的 K 都是可以测量的。用这种方法给七个正常男子和 11 个正常女子计算了血的容积^[19]。右侧 VDV 在男子平均是 355 毫升, 在女子是 343 毫升, VRV 在男子是 284 毫升, 在女子是 265 毫升。在同一组人按方程式(8)来计算, AWW 均小于 100 毫升。在我们最近检查的包括 44 个正常人的一个混合组, 右侧 VDV 平均是 325.4 ± 81 毫升, 而 VRV 是 245.9 ± 71 毫升^[20]。

在极少见的例子中, RIHSA-RCG 的右侧下降坡界限不清, 脉冲高度的分析提供了同时记录 Au-RCG 和 RIHSA-RCG 的可能。由第一个方法所计算得的右侧的 K , 和由第二个方法所得的心脏输出量比较, 由此就可计算出右心的容积来。

由于左心以前的各部对于示踪剂的流入有稀释作用, 左心的容积不能直接用 RIHSA-RCG 来测量。直到现在还不能做到同时记录选择性吸入的 RCG 和心输出量测量: 为了这个目的曾经考虑过好几种可能性, 其中首先是用动脉注入染料或标记细胞的稀释曲线。

左心容积测量也可以由下法完成: 先做 RIHSA-RCG 过几分钟后, 当放射活性已经均匀分布时, 再做 MI-RCG 来计算左侧的 K 。这些材料的比较并不是十分确凿的, 但假如在整个试验过程中基本情况一直是保持不变的话, 则误差是可被接受的。

5.4 肺循环时间

放射性心动图首先被建议用来测量肺循环时间 (PCT) 即用两个高峰之间的距离来测量它 (Waser 和 Hunzinger 的“平均肺时间”^[6])。

后来, Lammerant 和 De Visschev^[10] 建议, 应该用按照动脉染料稀释曲线的 Hamilton 方程式^[23], 在右侧曲线和左侧曲线上所计算出的平均循环时间之间的差别来计算平均 PCT。他们也指出, Stewart-Hamilton 原理可以用来估量肺的血容积, 即肺的血容积是 PCT 和心输出量的乘积。

更近一些的时候, Huff 和他的组^[24]把 Lammerant 的理论推广来研究中枢循环的不同部分之间的通过时间, 方法是把 Hamilton 公式用来分析在胸壁上用多数闪烁装置所记录的许多曲线。他们也试图用心输出量去乘 Hamilton 平均通过时间的方法来计算在探查点之间的血容积。

我们这组指出^[25], 用 Hamilton 方程式来测量所谓平均通过时间并不能正确的应用来分析, 对带有部分排空的混合容积所记录的曲线。事实上, Hamilton 原理是假设指示剂的每一个单独的颗粒只被探测仪器测量一次。这种情况就不能用到对混合容积的记录的曲线上, 此处每个颗粒在计数区域内的持续时间, 是一个纯粹与血液在腔室本身中通过的

速率有关的没有规律的事件。

用 RIHSA-RCG 来做肺的通过时间时,唯一理想的测量是将从放射活性在右侧出现时起,它在左侧出现为止。这段时间间隔作为肺通过时间。实际应用时,因为右侧流入是很快,我们就测量右侧的波峰和左侧的波足之间的时间间隔,作为最小肺通过时间^[26]。Bianchi, Bartolomei 和 Cerri 发现,在 44 个正常对象中最小 PCT 平均是 3.38 ± 0.79 个心动周期^[22]。

5.5 用 RIHSA-RCG 来研究左心血液动力学

在由 Au-RCG 和 MI-RCG 所得的材料的基础上,RIHSA-RCG 的左心曲线最近已被认为是一个重要的研究工作。

在从 RIHSA-RCG 的整个记录下来的活性减去右侧下降坡的外推枝所得的左侧曲线中,第一部分(从左曲线的足到左侧指数轨迹的开始)是“左侧充盈时间”。跟着它的是第二部分,呈一指数下降坡。

在 RIHSA-RCG 中,示踪剂从左心室流出不应产生一个纯粹指数的函数。因为左侧示踪剂的流入可能持续一个长时间。但无论如何,在常用的图解的方法中,轨迹的最后下降坡实际上是呈指数型的。

最近在我们这个部门, Bartolomei, Bianchi 和 Cerri^[21] 检查了 44 个正常轨迹,右侧指数坡度平均是每个周期 0.264 ± 0.079 ,左侧坡度为每个周期 0.186 ± 0.056 。右左坡度之比为 1.36 ± 0.53 。这比值在 CO 值处于很宽的范围时都是十分恒定不变的,由此得出结论,比较 RIHSA-RCG 两个指数函数的坡度可以得到有关左心室血容积的有用的报告来。

Bianchi, Bartolomei 和 Cerri^[22] 最近已经完成了对所谓“左侧充盈时间”的系统研究。在正常情况下它的平均值是 3.72 ± 2.12 个心动周期。在这一时间间隔的数值和左侧心房排空率之间观察到的高度的相互关系,使作者们指出它对于对左侧心房容积作近似估量时的重要性。

图 5 是在半对数纸上描绘的 RIHSA-RCG,它的计时和坡度都是表示的正常数值的平均值^[21,22]。

6. 用于心脏血管生理中的放射性心动图

在介绍放射性心动图时,需要对有关心肺生理的一些基本问题作一阐明。

心脏收缩期排空约占心脏全血量的四分之一。在这种现象的基础上可以更好的理解,心脏输出量对于需要增加和静脉回流减少的适应。关于心室残留血液的重要性可由研究物理性劳动对吸入甲基碘的轨迹的影响而得到证明:在训练过的对象,增加的心输出量是由于左心室残留容积减少所致,在轨迹上表现为指数枝有较陡的下降坡^[19]。

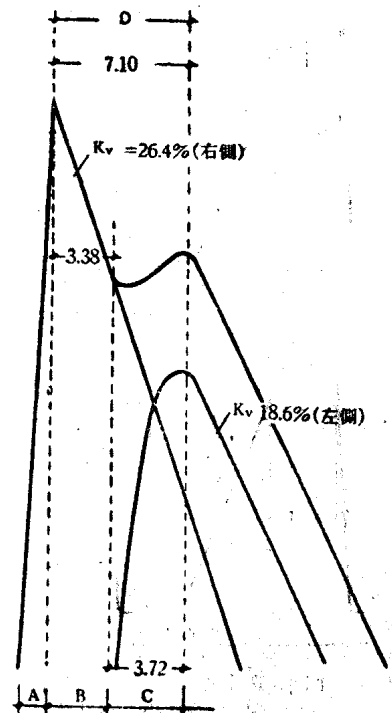


图 5 正常 RIHSA-RCG A. 右心充盈时, B. 最小 PCT, C. 左心充盈时, D. 基与基间之时间, K_v 指数轨迹的坡度, 由 Bartolomei 及其同工者^[21]和 Bianchi 及其同工者^[22] 合併而得

对于肺循环問題也有了新的光明的前途。已經指出，肺的血管床并不能看作是在心兩側之間嵌入的第三个混合的容积。Newman 的关于肺清除容积 (Pulmonary washout volume) 的理論在轉換方程式的基础上是不正确的^[26]，Donato 和 Debus^[16] 在心肺模型上所做的一系列試驗所得的材料也支持这一点。

这些分析和实验的研究結果，大部分已在別的地方报告过^[26]，它們指出肺循环好象一个不同长度的管道的系統，那里血流是分层型的 (Laminar type)。真正的混合不会发生，但按照 Sheppard 的不規則运行的理論血的弥散是可以发生的^[28]，因为右心室流出后不規則的分布到大量有着不同通过時間的迴路中去了。

由 RIHSA-RCG 得到的右心至左心的最小通过時間，和由吸入軌迹算得的肺到左心的最小通过時間，几乎是相同的。这点指出血液从右心室到达左心所需的時間大部分都是用肺循环的静脉方面。

在我們这个部門正在进行的系統的研究現在正向找到心脏腔室中血流，容积和压力的相互关系的方面发展。

7. 放射性心动图的临床应用

放射性心动图的曲綫的病理的改变可能是由于血流的变化，也可能是由于容积的变化：如果經過所有被探测腔室的血流速率是一样的，血层的变化将在同样程度上影响曲綫的所有的各个部分，而容积的变化則只能影响发生容积变化的那个心腔室的有关的部分曲綫。

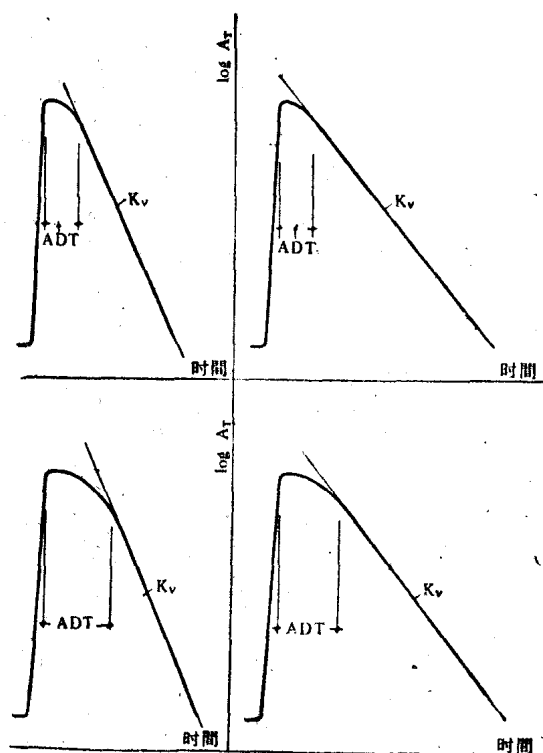


图6 选择性 RCG 的主要变化。上右：正常軌迹，上左：心室排空减少，而心房排空正常，下右：心房排空减少而心室排空正常，下左：心房排空率皆减少。选自 Gigli 及其同工者^[20]

选择性 RCG 的主要变化如图 6 所示：当心室排空正常时，心房排空率减少，就可以使 ADT 的期間增加，在純二尖瓣狹窄时就发生这种情况；純粹的心室排空的减少，减少 K_v 而不影响 ADT，在左心房血液动力学維持正常时呈动脉瓣病时就发生这种情况。

实际上已經指出，对病人作常规試驗时，RIHSA-RCG 要远比选择性的操作有用得多，因为它可以得到更多的材料。

第一組可描述的双波峯 RCG 的实际重要性，因缺乏对于决定曲綫形状的血液动力学机制的了解而受到限制。用分裂 RCG 为两个选择性軌迹的方法来闡明这些以前不了解的因素，已經使 RIHSA-RCG 成为一个有价值的工具，用来診斷和随訪心脏病人。

事实上，如前文所述，RIHSA 軌迹同时可以供給出心輸出量的測量，右側选择性材料，和关于左心血液动力学的有价值的报

告。

在过去三年中,我組对于一些后天的或先天的心脏病入已經做过五百多个試驗,所得結果大部分已发表在別处^[26,29,25]。过多的叙述它們,并非本文的目的。

在这些很有趣的結果中,应強調指出 RIHSA-RCG 对研究二尖瓣疾病,也就是說在确定回流(regurgitation)方面,特別有用(图 7, 8)^[25]。

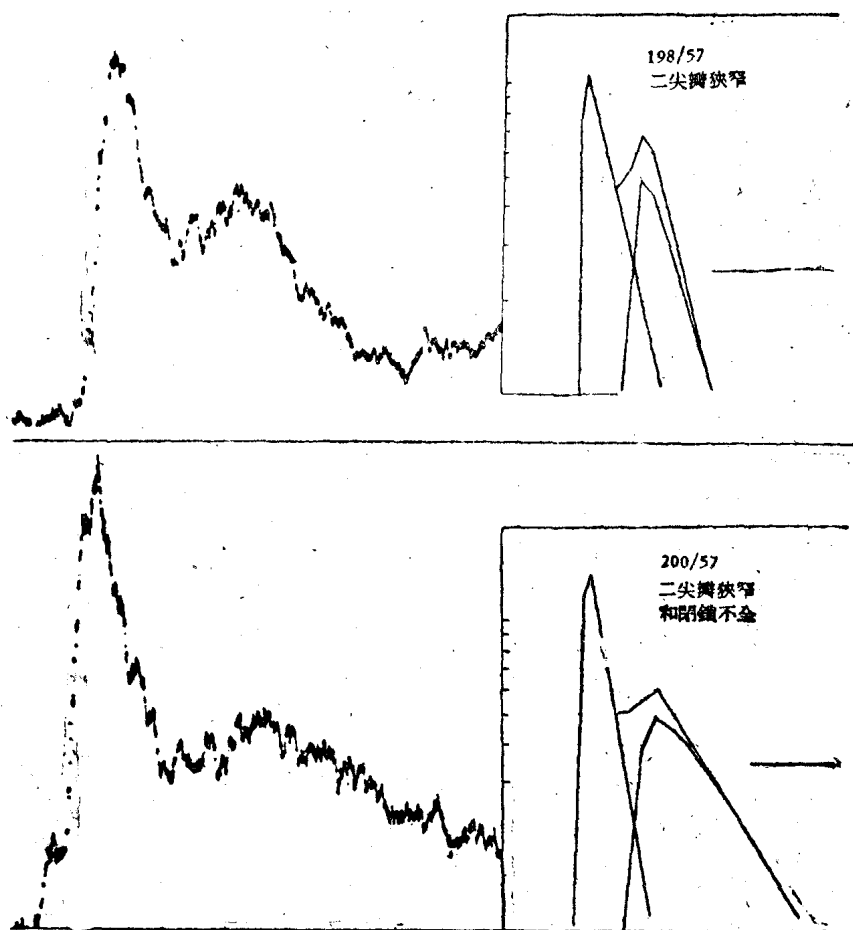


图 7 二尖瓣疾病时(純二尖瓣狭窄)的 RIHSA-RCG。上一軌跡: 左側充盈時間延長, 左側坡度正常。下一軌跡(二尖瓣狹窄和閉鎖不全): 左側充盈時間延長, 伴有左側坡度減小。以上二例, 右側曲綫皆正常。选自 Donato 及其同工者^[25]

在二尖瓣疾病, 不論回流出現与否, “左心充盈時間”因左心房的血流/容积之比的減少而延長; 回流和瓣膜狹窄的关系可以由左側指数坡度的減少清楚的指出, 因为血液經過失效的瓣膜流回故有效的血流/容积之比在心室是減少了。在純粹狹窄时, 左側指数坡度, 和右側比較时, 是正常的甚至因左心室血容积減少而有所增加。

在原发性左侧心脏病时, 右心受累及所致之損害很早即可在 RIHSA-RCG 上探到, 表現为右側 K_v 的減少。最后, 当发生三尖瓣相对閉鎖不全时, 可能伴有 ADF 期間的增加。

图 8 和 9 表明的是在純二尖瓣狹窄, 二尖瓣狹窄并有回流, 慢性肺性心脏病等病例在不同进展时期所做 RIHSA-RCG 的各成分的平均值。

除去左心曲线变化外，二尖瓣病例还现出典型的肺循环时间的延长和右心室排空率的减少。

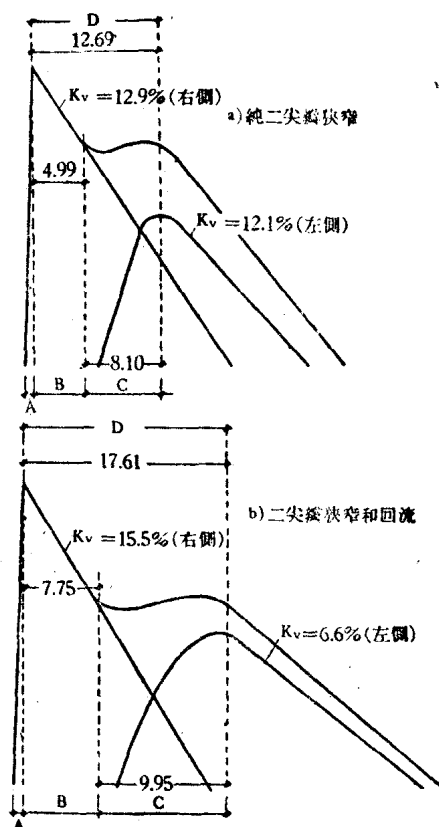


图8 二尖瓣疾病时的 RIHSA-RCG (注与图5同)。轨迹是在一些病例所得数值的平均值的基础上画出的，共有18例纯二尖瓣狭窄病人和19例联合二尖瓣疾病病人，除去左侧曲线的典型变化（见图7）外，PCT延长，右测 K_v 减少，右侧 ADT 的变化忽略未计

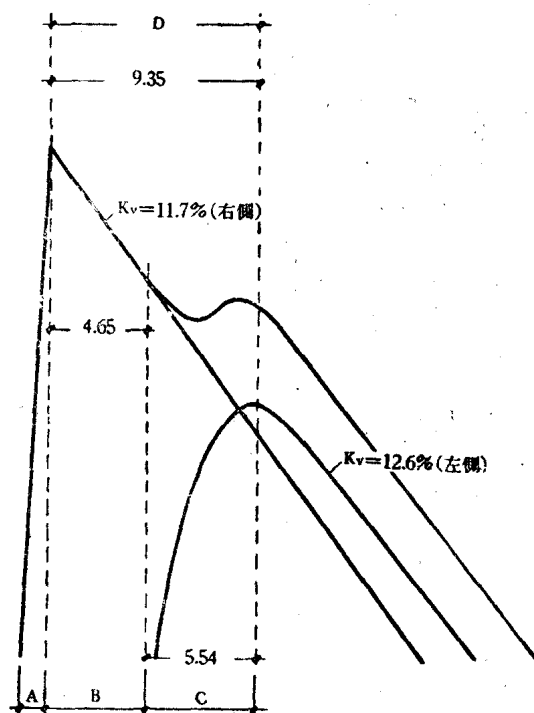


图9 慢性肺性心脏病的 RIHSA-RCG (注与图5同)。轨迹是在34例慢性肺性心脏病所得材料的平均值的基础上画出的。右心室排空显著减少，伴有 PCT 的相对减少，左侧曲线的指数坡度如与右坡度相比时比正常陡些。由 Bartolomei 及其同工者^[23]的材料合併而得

后边这种现象也可见于慢性肺性心脏病，但是在这种情况下，与右心室流出速率的减少相比较，肺循环时间是相对地短了，这就指出肺血管床显著而典型地减小了。左侧曲线的各成分显然是正常的，右左坡度比值比正常略低，因为左心室血液动力学是正常的。

经过内科或外科治疗后血液动力学情况的改进，用 RCG 可以很容易地而且确切地加以估价，图10所示，是一个严重的二尖瓣狭窄病例，在瓣膜切开术以前和刚作切开术后，所记录的轨迹，可以互相比较。

选择性 Au-RCG 和 MI-RCG 对研究先天性心脏病特别有用；在心脏两侧之间的沟通很容易用这种方法来探知，因示踪剂可随沟通的血液进入心脏对侧，显然从右至左的沟通可在 Au-RCG 上显出来，从左至右的沟通则用吸入轨迹能更好地发现。RIHSA-RCG 在诊断先天性心脏缺损方面也是有用的，典型轨迹已在最近报告了^[25]。

不多的报告例指出，放射性心动图在正确地区别先天或后天心脏病的原发位置方面是有用的，对于中枢循环各区所受累及的程度的估计也是有用的。

8. 结论

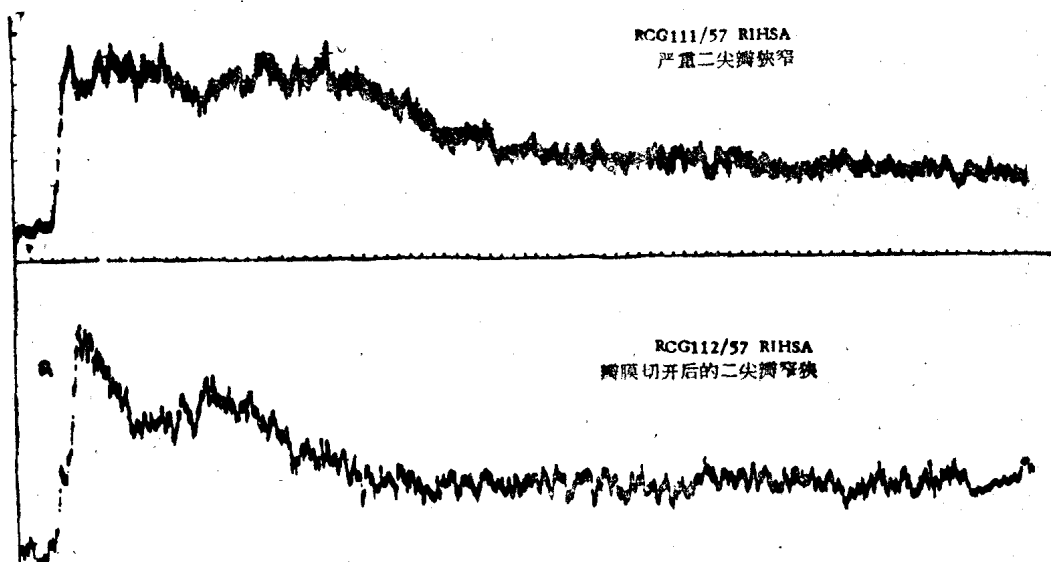


图10 上一轨迹：严重二尖瓣狭窄病例的 RIHSA-RCG。下一轨迹：同一病例在瓣膜切开后很短的时间所作的 RIHSA-RCG 表现在第一次检查时大大延长的右侧 ADT 消失了。选自 Gigli 及其同工者^[26]的材料

心肺循环的血容积和更新速率,用放射性心动图轨迹的定量分析方法予以测定。

在这方面所发展的技术提供了一个新颖而准确的工具,既可用于做心肺循环的生理学研究,又可用于对心脏病人做临床研究。

因为它已经证明用定量的放射性心动图可以测量出的,血液动力学的常数,在调节心脏血管平衡上起着主导作用,我们希望扩展应用这个方法将会更加开阔我们对于心脏的生理学和病理生理学上的若干至今尚不清楚的问题的知识。

参 考 文 献

- [1] Pearce M. D., McKeever W. P., Dow P., Newman E. V. The influence of injection site upon the form of dye dilution curves, *Circulation Res.* 1:112, (1953).
- [2] Zilvermit D. B., Entenman C., Fishler M. C. On the calculation of turnover time and turnover rate from experiments involving the use of labelling agents, *J. Gen. Physiol.* 26:325, (1943).
- [3] Artom C., Sarzana G., Segrè E. Influence des graisses alimentaires sur la formation des phospholipides dans les tissus animaux, *Arch. Int. Physiol.* 47:245, (1938).
- [4] Siri W. E. Isotopic tracers and nuclear reactions with application to biology and medicine, McGraw-Hill-New York (1949).
- [5] Prinzmetal M., Corday E., Bergman H. C., Schwartz L. L., Spritzler R. S. Radio-cardiography: a new method for studying the blood flow through the chambers of the heart in human beings, *Science* 108: 340, (1948).
- [6] Waser P., Hunzinger W. Bestimmung von Kreislaufgrosser mit Na^{24}Cl , *Helv. Physiol. Acta* 7:62, (1948).
- [7] Shipley R. A., Clark R. E., Liebowitz D., Krohmer J. S. Analysis of the radiocardiogram in heart failure, *Circulation Res.* 1:428, (1953).
- [8] Luisada A. A., Goldfarb A. R., Magri G., Saffian R. Technical modification of radiocardiography, *Science* 117:299, (1953).
- [9] Gigli G., Donato L., Muiesan G., Rossi R. La determinazione del tempo di circolo polmonare in condizioni normali mediante il Na^{24} , *Boll. Soc. Ital. Biol. Sper.* 30:1107, (1954).
- [10] Lammerant J., de Visscher M. Determination du temps moyen de circulation pulmonaire par radiocardiographie, *Acta Cardiol.* 11:244, (1956).

- [11] Veall N., Pearson J. D., Hanley T., Lowe A. E. A method for the determination of cardiac output, *Proceed. of 2nd Radioisotope Conference, Oxford, July, (1954)* Butterworths London 1:183, (1954).
- [12] Huff R. L., Feller D. D., Judd O. J., Bogardus G. M. Cardiac output of man and dogs measured by in vivo analysis of iodinated (I^{131}) human serum albumin, *Circulation Res.* 3:564, (1955).
- [13] Donato L., Bartolomei G., Bianchi R. Tecnica per la determinazione contemporanea della portata circolatoria, della massa di sangue e del tempo di circolo polmonare per mezzo della sieralbumina umana radio-iodata, *Minerva Med.* 56:47, (1956).
- [14] Lammerant J., Sprumont P., de Visscher M. Enregistrement du flot sanguin intracardiaque chez l'homme par une méthode de dilution d'isotopes radioactifs, *Arch. Int. Physiol. Biochem.* 64:65, (1956).
- [15] Donato L. Radiocardiographic determination in man of diastolic and residual blood volumes, *Min. Nucleare* 2:12, (1958).
- [16] Donato L., Debus G. H. In vitro radiocardiography, *Min. Nucleare*, in press.
- [17] Bartolomei G., Bianchi R., Cerri B. La radiocardiografia selettiva destra con Au^{198} adsorbito su particelle di carbone, *Min. Nucleare*, in press.
- [18] Thode H. G., Donato L., Debus G. H., Nace P. F., Jaimet C. H. Inhalation radiocardiography, *Ann. Int. Med.* 48:537, (1958).
- [19] Gigli G., Donato L., Bartolomei G., Bianchi R. Diastolic and residual blood volumes in the right ventricle of normal subjects determined by means of radiocardiography, *Min. Nucleare* 2:10, (1958).
- [20] Donato L., Bartolomei G., Bianchi R., Cerri B. Unpublished data.
- [21] Bartolomei G., Bianchi R., Cerri B. Il valore del radiocardiogramma totale nello studio dell'emodinamica del cuore sinistro, *Boll. Soc. Med. Chir. Pisa* 25:381, (1957).
- [22] Bianchi R., Bartolomei G., Cerri B. Il radiocardiogramma totale nello studio dei tempi di transito cardiopolmonare, *Boll. Soc. Med. Chir. Pisa* 26:113, (1958).
- [23] Hamilton W. F., Moore J. W., Kinsman J. M., Spurling R. G. Simultaneous determination of the greater and lesser circulation times, of the mean velocity of blood flow through the heart and lungs, of the cardiac output and an approximation of the amount of blood actively circulating in the heart and lungs, *Am. J. Physiol.* 85:377, (1928).
- [24] Huff R. L., Parrish D., Crockett W. Circulatory dynamics by means of crystal radiation detectors on the anterior thoracic wall, *Circulation Res.* 5:395, (1957).
- [25] Donato L., Bartolomei G., Bianchi R. Diagnostic value of selective quantitative radiocardiography, *Strahlentherapie*, in press.
- [26] Gigli G., Donato L., Bartolomei G., Bianchi R. La radiocardiografia, *Mth. Nucleare* 1:219, (1957).
- [27] Newman E. V., Merrel M., Geuecin A., Mouge C., Milnor W. R., McKeever W. P. The dye dilution method for describing the central circulation. An analysis of factors shaping the time concentration curves, *Circulation* 4:753, (1951).
- [28] Sheppard C. W. Mathematical consideration of indicator dilution techniques, *Minnesota Med.* 87:93, (1954).
- [29] Monasterio G., Gigli G., Donato L. Selective quantitative radiocardiography for the study of central hemodynamics in physiology and pathology, *Unesco Conf. Scient. Uses Radiois. Papre* 208, Paris (1957).