

计算机层析造影 CT技术的新发展



王德武

科学技术的进步总会给人类带来福音，物理学、计算机技术的发展同样推动了医学诊断技术。1972年，世界上诞生了第一台 XCT 扫描装置，从而把人类肿瘤诊断技术推向一个崭新的阶段。

XCT 扫描技术是将粒子物理的探测技术，计算机技术和数学处理图象技术巧妙地结合起来。用准直的 X-射线束（能量在 60—360keV）照射人体器官，用粒子探测器探测从人体器官内激活发射的次级 X-射线或透射过去的 X-射线。然后，借助计算机的帮助给出人体器官的层析造影。然而，这种方法只能提供二维层析造影，而且空间分析本领还不能使人满意。

为了实现医学家们三维空间造影的愿望，正电子放射性示踪提供了独一无二的优点。将发射正电子的核素存放在人体内，核素发射的正电子与人体组织里的电子发生湮没，然后发射一对 γ 光子，用符合法测量同一事件的两个 γ 光子，就可获得方向和位置的信息。这种人体器官层析造影技术，就是近几年新发展的扫描技术，被称之为正电子发射层析造影(PECT)

核磁共振技术在物理学领域已具有悠久的历史，极化效应在粒子物理实验中已被广泛应用。早在七十年代初就有人建议把核磁共振技术用于人体器官造影。然而，由于技术复杂，直至近几年才把这个梦想变成现实，这就是通称的 NMRCT。

1982年，又有人提出了反质子辐射造影的可能性。这个建议的出发点：当用反质子束照射人体组织时，反质子和人体组织中复杂原子核的质子发生湮没，通过测量湮没产物——带电的 π 介子和不带电 π 衰变的 γ 光子，重建器官层析图像。

这里对正电子辐射造影、核磁共振造影和反质子辐射造影的技术做一些描述。尽管各种 CT 扫描的工作原理有所不同，然而，它们在人类肿瘤和疾病的诊断方面有着共同的目的。目前，美国、加拿大、日本和欧洲一些发达的国家正积极研制和发展 PECT 和 NMRCT。PECT 除了做一般层析造影外，还朝着研究人的大脑、心脏的动态过程努力。

一、正电子发射层析造影 (PECT)

医学上为了获得三维空间造影，用短寿命正电子

放射性示踪是个理想的途径。把发射正电子 (e^+) 的核素如 ^{68}Ga ^{18}F ^{11}C ^{13}N ^{15}O 有意识地存入人体待诊断部位，这些核素发射的正电子与人体组织中的电子发生湮没，产生一对 γ 光子。因正负电子有着相同质量 $m_e = 0.511 \text{ MeV}$ ，则可以推导出质心系 γ 光子对的能量 $E_{\gamma\gamma}$ 的表达式：

$$E_{\gamma\gamma} = 2m_e C^2$$

其中， m_e 和 C 分别为电子的质量和光速。每个 γ 光子各带能量 0.511 MeV ，以湮没点为顶点，向反方向飞出。若使用粒子探测器——多丝正比室或闪烁计数器，以符合探测方法测量正负电子湮没产生的 γ 光子对，探测器可以测定 γ 光子对中的每个光子的空间坐标，如 (x_1, y_1) , (x'_1, y'_1) 。于是连结空间二点 (x_1, y_1) 和 (x'_1, y'_1) 的直线必然通过湮没点。把测得的大量数据投影到发射光子对的湮没点，就可以得到被诊断器官核素的分布。采用数学上富里叶变换技巧，再利用计算机进行图像重建处理，就得到了三维空间造影。

正电子层析造影的相机探头分为两类：一类用多丝正比室和 γ 射线转换体——铅膜和环氧玻璃布板叠置起来，钻密集的孔，或者用很细的铅玻璃管堆积成转换体，或者用微通道板做转换体。总之，首先把 γ 光子转换成电子，然后用多丝正比室探测。这种通称多丝正比室正电子照相机；另一类是用各种闪烁晶体如：碘化钠、钨酸镉、碘化铯、氟化铯、锗酸铋等和光电倍增管做成闪烁计数器环，再配上 γ 射线准直器，这类相机称为闪烁计数器正电子照相机。

无论哪一类照相机，科学家们都朝着完美的三维空间层析造影而努力。当前，多丝正比室正电子照相机具有较好的空间分辨率 2—5mm，这对发现早期肿瘤有利。但是它的探测效率较低为 10—20%；闪烁计数器正电子照相机的空间分辨率较差些，为 7—20mm，而它的探测效率较高为 50—80%。多丝正比室正电子照相机主要用于大脑和心脏层析造影，目前同时完成 16 个断面的层析造影只需 20 分钟，不久可缩短到 2 分钟；闪烁计数器正电子照相机主要用于大脑和躯体层析造影。目前同时完成七个断面的层析造影需 3.7 分钟。科学家们正努力改善相机的性能，以便用于动态层析造影。

二、核磁共振层析造影 (NMRCT)

要了解核磁共振造影，首先就要问什么是核磁共振？核磁共振的基础是具有奇数质子，或奇数中子，或者质子和中子都是奇数的原子核的性质相当一块小磁

铁。这是因为质子和中子都具有磁矩，它们的磁矩大小分别为 $\mu_p = +2.79281$ 核磁子， $\mu_n = -1.91280$ 核磁子。在没有外磁场存在时，这些核的轴是随机向的；可是，当把这些核置于强磁场中，它们就沿着场的方向排列起来。此刻，若将适当的共振频率弱的射频波加上去的话，那么核就翻转，使它们排列起来反抗外磁场。在给定的磁场中，当核翻转回到它们原来的排列时，它们就发射出和所施频率相同的射频波，所有这些称之为核磁共振。

值得注意的是，在任何已知的磁场中，引起共振的射频波的频率对每种元素都是特有的。对同一元素，磁场强度不同，产生共振的射频波的频率也不同。例如：氢元素，在 3.5 千高斯的磁场中，共振频率是 15MHz；在 7 千高斯的磁场中，共振频率是 30MHz，可见，共振频率直接正比于所施的磁场强度。

为了了解核磁成像，有二个基本概念是极其重要的。第一，在公共使用的磁场中，核发射的射频波的波长是在 10 米到 100 米之间变化，因此就不能使用光学成像方法，而必须采取另一种成像方法。由于共振射频波的频率正比于磁场强度，假若磁场在空间的分布是已知的话，那么核磁共振信号的频率谱就可编码成发射这些信号的核的空间分布。因此，处于一种磁场里的相同的氢核随着磁场强度在空间的变化将发射不同频率的射频波，场强越强，频率越高。因为磁场的变化是已知的，所以，发射信号强度随频率的变化的曲线就等价于信号强度随位置变化的曲线，这两个要素必然产生出一个像。第二个重要概念，核磁共振的信号强度并不简单地反映氢的密度。因为由氢核产生的信号，仅仅反映了氢的分布，知道了氢的分布不等于知道了氢的密度。在核磁成像过程中，观测的信号强度是受局部物理和化学因素的影响。如组织的分子结构、元素成份、温度和粘滞度等强烈制约氢的密度都影响着核随外磁场排列的速度 (T_1)，以及核能量发射衰减的速度 (T_2)，通常称之为“磁性张驰时间”的 T_1 和 T_2 是指指数时间常数，对不同的组织，它们也不同。

另一个影响核磁成像的因素是在成像的时间内，成像活体中氢原子的比份和氢原子的运动速度。假若在一个数据获取的时间内 $\sim 50\text{mSec}$ ，氢核穿过被测组织运动的话，那么由这些氢核发射的信号就被丢掉了，于是减弱了信号强度。

由于核磁共振强度成像代表着人体组织物理特征的复杂折合以及仪器参数的复杂折合，所以核磁共振强度成像能被处理成最精彩的组织图象。

典型的核磁共振成像系统有提供外磁场的大磁铁（通常有三种磁铁：铁芯磁铁、磁阻空气芯磁铁和超导磁铁）；磁场梯度产生线圈，它可以产生与位置相关的磁场；RF 线圈（射频线圈），它施加共振频率和接收共振频率；电子学系统，它承担产生、传递和记录电磁辐

射；数据获取、数据处理和显示系统由计算机完成。

利用核磁共振成像方法，既可以得到二维造影，也可以得到三维空间造影。不同的技术措施导致不同的空间分辨率，通常为 1.5—2.5mm，这样好的空间分辨率对发现软组织中的早期肿瘤是十分有利的。然而，它不能取代其它类型的 CT 装置。因为核磁共振 CT 对含氢少的器官是不灵敏的。含氢少的组织，在共振条件下氢核发射信号弱。例如：骨骼含氢少，几乎接收不到共振信号；肺脏含 70% 左右的空气和众多的血管，能接收到的信号也很弱；此外，血管和高血流的器官，发射信号强度也弱，难于探测。因此核磁共振 CT 适于脑造影，适于含氢量大的软组织造影。

三、反质子用于辐射造影的可能性

不久前有人建议，用反质子辐射造影可以给出人体组织核密度的直接测量，而患者所接受的剂量比 XCT 要少很多。这种设想的物理基础是：反质子 (\bar{p}) 是质子 (p) 的反物质， \bar{p} 也是稳定粒子。当 \bar{p} 和人体组织的复杂核作用时，反质子和质子，或反质子和中子发生湮灭，湮灭产物主要是 π 介子，即 π^+ ， π^- 和 π^0 介子。带电的 π 介子的平均多重数是 3，中性 π 介子的平均多重数是 1.5。平均说来，湮灭发射 π 介子的动量是 $\sim 10^{-16}$ eV/c 左右。因为 π^0 介子具有非常短的寿命 $\sim 10^{-16}$ 秒，所以 π^0 介子距产生点 $\sim 1\mu\text{m}$ 就衰变成 2γ 光子，这些 γ 光子的平均能量为 200MeV 左右。

当反质子在复杂核上湮灭时，有 $\sim 400\text{MeV}$ 释放能转为核激发能，然后受激核通过发射很低能量的质子退激。由于这些质子的能量低，因此电离损失大，它们释放的能量都贮存在湮灭顶点附近。湮灭发射许多能量较高的穿透粒子，因此用探测器测量这些粒子，可以给出湮灭点的位置，其精度为 $\pm(1-3)\text{mm}$ 。测量停止的反质子束的射程作为反质子束能量的函数，就可以获得人体内任何一点的阻止本领 dT/dx 。如果器官的原子丰度是已知的话，那么这个信息可以换算成原子核的密度。得到的信息点可小到 1mm^3 。若干个信息点就汇总成一幅人体器官断层的画面。

反质子辐射造影的优点是突出的。与 XCT 相比，反质子辐射的能量基本上储存在感兴趣的区域；器官断层的画面是测量的直接结果，不需要像 XCT 和 NMRCT 传递技术那样对测量打折扣；获得同样质量的照片，患者接受的辐射剂量比 XCT 少很多，小一个数量级。当然获得反质子束是困难的。

倡导者预言，不久的将来，目前的辐射断层造影会遇到反质子辐射造影的挑战。

医学上造影诊断技术远不止上述几种。例如：超声波造影，单 γ 射线造影，质子造影技术都在不断地改进。近几年，在国际上引起广泛的兴趣，越来越多的科学家们致力于研制它们，为探索人体的秘密而奋斗着。