

# 医用回旋加速器的选择

包伯荣 钱云龙

(中国科学院上海原子核研究所)

关键词: 医用回旋加速器 放射性同位素生产 快中子治疗

第二次世界大战以前, 当时还没有反应堆, 但是已经知道用人工方法制备放射性同位素, 这时回旋加速器是实际上可用来制造人工放射性同位素的唯一工具<sup>[1]</sup>。早期应用的放射性同位素实际上绝大多数是靠回旋加速器提供的。第二次世界大战以后, 由于核反应堆的迅速发展, 反应堆制造的同位素的数量和品种比加速器制造的要多, 而且价格也便宜, 因此很长一段时间对于用回旋加速器来制备放射性同位素未予以足够重视。

回旋加速器在医学领域的兴起要归功于设在伦敦哈曼斯密思医院的英国医学科学委员会(MRC)回旋加速器中心的科学家们, 他们于1955年开动了世界上第一台建在医院的医用回旋加速器, 并且迅速生产了<sup>11</sup>C、<sup>13</sup>N、<sup>15</sup>O、<sup>18</sup>F等缺中子短寿命放射性同位素, 把它们引入临床应用<sup>[2-3]</sup>。在以后的二、三十年内, 美国、欧洲和日本相继建立了医用回旋加速器。到1981年, 世界上正在运行的102台回旋加速器中, 至少有45台用于生产同位素或医用<sup>[4]</sup>。目前医用回旋加速器已成为核医学发展的一个重要方面。它在这一领域的应用主要有二个方面: 一为制备缺中子放射性核素, 二为用加速器产生的快中子、高能质子、重离子或 $\pi^-$ 介子进行辐射治疗。在这一领域所用的加速器实际上不限于回旋加速器, 还有直线型加速器、同步加速器等, 但在专用的医用加速器中, 则以回旋加速器为主, 所以我们把重点放在选择合用的回旋加速

表1 小型医用回旋加速器

| 型 号               | 制 造 国 | 粒子能量(MeV) |        |                 |          | 束流强度( $\mu$ A) |     |
|-------------------|-------|-----------|--------|-----------------|----------|----------------|-----|
|                   |       | P         | d      | <sup>3</sup> He | $\alpha$ | 外束流            | 内束流 |
| JSWBC 168         | 日 本   | 16        | 8      | —               | —        | 50             | 100 |
| CS-15             | 美 国   | 15        | 8      | 20              | 16       | 50             | 100 |
| Scanditronix MC20 | 瑞 典   | 3—20      | 1.5—10 | 3—27            | 3—20     | 30—100         | —   |
| CGR-MeV325        | 法 国   | 16        | 8      | —               | —        | 50             | —   |

表2 中型医用回旋加速器

| 型 号               | 制 造 国 | 粒子能量(MeV) |       |                 |          | 束流强度( $\mu$ A) |     |
|-------------------|-------|-----------|-------|-----------------|----------|----------------|-----|
|                   |       | P         | d     | <sup>3</sup> He | $\alpha$ | 外束流            | 内束流 |
| CS-30             | 美 国   | 26        | 15    | 38              | 30       | 60—100         |     |
| CP-42*            | 美 国   | 11—42     | 6—24  | —               | —        | 50—200         |     |
| CGR-MeV560        | 法 国   | 5—40      | 10—20 | 15—52           | 20—40    | 50—100         |     |
| CGR-MeV680P       | 法 国   | 50        | —     | —               | —        | 50             |     |
| Scanditronix MC40 | 瑞 典   | 10—40     | 5—20  | 13—53           | 10—40    | 30—65          |     |
| Scanditronix MC60 | 瑞 典   | 15—60     | 8—30  | 20—78           | 15—60    | 30—50          |     |

\* 负离子加速器

器上。

在一个医院或核医学中心,建立什么类型的回旋加速器合适呢?医用回旋加速器的指标主要是加速粒子的能量、种类和束流大小。关于加速粒子的能量可以从几个MeV到几百MeV,选用什么能量范围的医用回旋加速器首先要看它的用途,是想用它来生产放射性同位素,还是用作辐射治疗的手段,或是希望二者兼顾。一般地说,如用于前一目的则加速器所要求的能量可以稍低些,但加速粒子的种类则宜多些;如用于后一目的则要求能量高些,但只需一种粒子束,即高能质子或氦束就可以了。一般核医学中心常常要求二者兼顾,则只能折衷一下。

为便于讨论,我们将医用回旋加速器分为两类,即小型及中型(见表1、2)<sup>[5]</sup>。

小型医用回旋加速器加速质子能量一般在20MeV以下。实际上早期的医用回旋加速器大都属于这一类型<sup>[3]</sup>,因为4个发射正电子的放射性核素<sup>11</sup>C、<sup>13</sup>N、<sup>15</sup>O及<sup>18</sup>F均可以用它们生产。所以直到现在,这类加速器仍有相当的市场。如日本制钢所推销的一种称为“婴儿型”回旋加速器(Baby Cyclotron),其质子能量为10—16MeV,氦为5—8MeV,束流为50μA左右。加速器本体占地仅20平方米,在医院里犹如一台仪器,对于一个医院使用倒是十分方便的。但是这种加速器所能提供的放射性核素数量有限,品种太少,不能满足广泛研究和应用的需要。对于辐射治疗,粒子能量也太低。

中型医用回旋加速器的质子能量一般为30—60MeV。它们可以生产范围广泛的中短寿命放射性同位素如<sup>67</sup>Ga、<sup>111</sup>In、<sup>123</sup>I、<sup>201</sup>Tl等,不仅能满足本单位的需要,还可供应附近的医院或研究所,甚至运到外地。这类加速器,特别是质子能量在40MeV以上的可用于快中子治癌。用回旋加速器产生的中子治癌的历史可以追溯到1938年至1942年期间,R. S. Stone等人利用加里福尼亚大学劳伦茨实验室的回旋加速器所产生的快中子治疗了250例晚期病人。从肿瘤的消退来看,快中子治疗的效果是肯定的,但病人皮肤溃疡经久不愈。由于当时对造成这一严重远期反应的原因缺乏正确的认识,因而在以后的二十年内,在这一方向没有取得进展,直到后来有人重新分析了当年的数据,注意到快中子小剂量分次照射具有较大的生物效应,当时治疗所给的总剂量偏高。从1966年起,在伦敦哈曼斯密思医院的回旋加速器上又开始了快中子治癌的临床实验工作<sup>[6]</sup>。自此以后,快中子治癌的研究工作在很多国家都有了积极的开展。目前在美国、英国、法国、联邦德国和日本都有一批具有较高能量的回旋加速器用于辐射治疗<sup>[7]</sup>。

从放射性同位素生产的角度来看,加速粒子能量高可提高产率,但能量过高常常引起更多副反应,使放射性杂质增加。粒子的品种和能量对所生产的核素的产额和纯度都有显著影响,典型的例子为<sup>123</sup>I的生产。早期用<sup>121</sup>Sb(α,2n)<sup>123</sup>I反应,产率低<sup>[8]</sup>,有害杂质<sup>124</sup>I达1%,不能满足临床应用的需要。目前<sup>123</sup>I的生产用下列二种方法:一为用95%浓缩度的<sup>124</sup>Te作靶子,利用<sup>124</sup>Te(p,2n)<sup>123</sup>I<sup>[9]</sup>,质子能量约为25MeV,产率可达10mCi/μAh,但有害杂质<sup>124</sup>I仍接近1%;另一方法为<sup>127</sup>I(p,5n)<sup>123</sup>Xe $\xrightarrow{\beta^-}$ <sup>123</sup>I。<sup>[10,11]</sup>用此法获得的<sup>123</sup>I中无<sup>124</sup>I,有害杂质<sup>125</sup>I<0.2%,而产率可达300—400mCi/μAh,但要求质子能量在60MeV左右。目前西德、法国用第一种方法,美国、苏联用第二种方法生产<sup>123</sup>I。

再从快中子治癌的角度来看,用回旋加速器产生中子主要利用质子或氦轰击铍、锂或氟靶。核反应分别为



从 G. Wolber 的最近文章来看<sup>[7]</sup>, 世界各国正在进行快中子治疗的24台装置中, 除1台直线加速器(66MeV质子轰击 Be 靶)、4台中子发生器(D-T反应)外, 其余都用回旋加速器的质子或氘轰击 Be 靶。Be 比 Li 更可取是因为它易处置、熔点高、导热好, 化学上稳定。而 Li 熔点低, 做液体靶则增加麻烦。轰击粒子质子与氘相比较, 质子更可取, 因为它轰击 Li 或 Be 靶产生的中子平均能量比氘产生的要高, 从而更具穿透性。而且一般说

在一台回旋加速器上, 质子能量往往比氘高一倍。而由 D-T 反应构成的中子发生器, 它产生14MeV中子, 具有相当于  ${}^{60}\text{Co}$  的穿透能力, 但加速器束流太小不能满足治疗上需要。所以在中子治疗方面, 较多的是用具有30—60MeV回旋加速器的质子以产生足够的中子通量。

近年有人研究在不改变器的性能指标前提下, 如何提高中子能量。如用“薄”靶及合适的反衬材料; 用聚乙烯过滤片滤去低能中子而不影响高能部分。采用过滤片的结果可见图<sup>[12]</sup>。

综上所述, 关于医用回旋加速器加速粒子能量的选择, 如果加速器仅用于放射性同位素的生产, 则可选用能量较低的回旋加速器; 如果着重于快中子治疗, 则应选用能量较高回旋加速器。一般说, 质子能量为30—60MeV的紧凑型回旋加速器在同位素生产及快中子治疗方面都将是一个适当的选择。当然要考虑到加速器的价格将和能量成平方关系, 选择应在力所能及的范围内进行。

就加速粒子的种类来说, 加速粒子可为正离子, 也可为负离子。如英国放化中心有二台生产同位素的回旋加速器, 一台为正离子(质子27MeV, 氘15MeV), 另一台为负离子( $\text{H}^-$  23—42MeV)。负离子加速器的优点为束流引出方便, 原则上可引出不同能量的束流同时辐照二、三个样品, 此外其价格也比同样性能的正离子加速器便宜。但其缺点为只能加速单电荷负离子( $\text{H}^-$  或  $\text{D}^-$ ), 不能加速 ${}^3\text{He}$ 或 ${}^4\text{He}$ 。正离子加速器可加速质子、氘、 ${}^3\text{He}$ 及 ${}^4\text{He}$ 。其中 ${}^3\text{He}$ 比 ${}^4\text{He}$ (即 $\alpha$ 粒子)少一个中子, 结合能也小, 对于形成缺中子核素更为有利, 它的应用将扩大回旋加速器生产同位素的范围, 如 ${}^{73}\text{Se}$ 、 ${}^{121}\text{I}$ 、 ${}^{127}\text{Cs}$ 的生产等。另外对于同一放射性核素, 用 ${}^3\text{He}$ 比之用 $\alpha$ 粒子可以获得更高产率、更高纯度。如 ${}^{52}\text{Fe}$ 的生产, 用 ${}^3\text{He}$ 特别是40MeV左右的 ${}^3\text{He}$ 可以获得含有害杂质 ${}^{55}\text{Fe}$ 很少的纯 ${}^{52}\text{Fe}$ (见表3)。总之, 从生产放射性同位素的角度看, 粒子种类要求全, 以供选择。但从快中子治癌的角度看, 只要一种高能质子或氘束即可。

就束流大小而言, 首先应考虑到靶子可能为气体、液体或固体, 因此我们不仅要有  
(下转第9页)

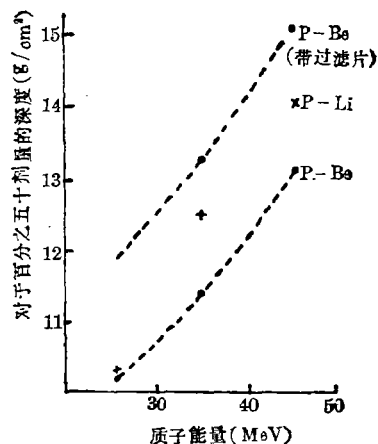


图 辐照深度与质子能量的关系

表3 用 ${}^3\text{He}$ 及 $\alpha$ 粒子生产 ${}^{52}\text{Fe}$ 的比较研究

| 靶元素   | 轰击粒子                 | 能量 (MeV) | 产率 ( $\mu\text{Ci}/\mu\text{Ah}$ ) | 杂质含量 (%)                 |
|-------|----------------------|----------|------------------------------------|--------------------------|
| 天然 Cr | ${}^3\text{He}^{**}$ | 42       | 50                                 | 0.003 ${}^{55}\text{Fe}$ |
|       | $\alpha^{***}$       | 60       | 9                                  | 5                        |
|       | $\alpha$             | 30       | 0.5                                | 14                       |
|       | ${}^3\text{He}$      | 23       | 0.7                                | 0.3                      |

\* 天然 Cr 中含  ${}^{52}\text{Cr}$  为 83.7%,  ${}^{50}\text{Cr}$  为 4.3%。

\*\* 核反应为  ${}^{52}\text{Cr}({}^3\text{He}, 3n){}^{52}\text{Fe}$

\*\*\* 核反应为  ${}^{50}\text{Cr}(\alpha, 2n){}^{52}\text{Fe}$

## 六、小 结

通过对效率的理论计算和测试结果表明,本仪器可进行基准水平的 $\alpha$ 、 $\beta$ 活度绝对测量。测量精度较高,总不确定度(99.7%置信水平): $^3\text{H}$ 为1.5%, $^{14}\text{C}$ 等其它核素为1%。

仪器采用的移动测量瓶垂直位置进行猝灭校准和线性外推的方法是方便、可靠的。仪器还具有计数效率高、稳定、结构紧凑、操作简便、省时等优点。

## 参 考 文 献

- [1] 蓝云霞和李铭尧,核技术,5,1(1986)。
- [2] K. Pochwaliski and T. Radoszewski, Rep. Inst. Nucl. Res. Swierk, 1848/OP,DI/E/A (1979)。
- [3] 王楚和吴学周,核电子学与探测技术,5,4,204(1985)。

(1985年12月22日收到)

(上接第3页)

适合辐照固体靶用的内靶,也要有辐照一切样品的靶。原则上同位素的生成产额正比于束流强度,但是很多靶材料导热性较差,这就限制了可采用的束流。按照哈曼斯密思医院的经验,在良好的水冷条件下,100 $\mu\text{A}$ 的束流将没有什么问题。当然最好有办法将粒子束分裂为几束,同时照射几个样品,最近在哈佛尔甚至设计 $\alpha$ 及质子的双束<sup>[13]</sup>。但这些问题仍在研究中。目前可能采取的散热方法不外于适当分散束流,用更强的冷却剂等。

医用回旋加速器的选择既要吸取国外的先进经验,又要结合本国的具体情况,这里没有简单的规定可以遵循,必须作具体分析。

本文曾得到常宏钧先生帮助,仅致谢意。

## 参 考 文 献

- [1] G. T. Seaborg, *Isotopic Radiat. Technol.*, 4, 13(1966)。
- [2] J. C. Clark et al., *Nucleonics*, 25, 54(1967)。
- [3] R. J. Post ed., MRC cyclotron unit silver jubilee book, 1980, p. 22。
- [4] J. R. Richardson, Tenth inter. conf. cyclotr. their appl., East Lansing, Michigan, U. S. A., 1984, p. 617。
- [5] A. P. Wolf, *Radiochem. Acta*, 34, 1-2, 1(1983)。
- [6] M. Catterall et al., *Brit. J. Radiol.*, 44, 603(1971)。
- [7] G. Wolber, Tenth inter. conf. cyclotr. their appl., East Lansing, Michigan, U. S. A., 1984, p. 526。
- [8] D. J. Silvester et al., *Radiochem. Radioanal. Lett.*, 2, 17(1969)。
- [9] G. Goin et al., Ninth inter. conf. cyclotr. their appl., Caen, France, 1981, p. 697。
- [10] M. A. Chaudhri, *ibid*, p. 683。
- [11] N. G. Zaitseva et al., *Inter. J. Appl. Radiat. Isotopes*, 36, 11, 897(1985)。
- [12] J. L. Tom, Eighth inter. conf. cycl. their appl., Bloomington, Indiana, U. S. A., 1978, p. 2294。
- [13] E. J. Jones, Tenth inter. conf. cycl. their appl., East Lansing, Michigan, 1984, p. 355。

## Abstracts in English

### The choice of medical cyclotron

Bao Borong    Qian Yunlong

(Shanghai Institute of Nuclear Research, Academia Sinica)

**Keywords:** medical cyclotron    radioisotope production    fast neutron therapy

### A liquid scintillation nuclear activity metrology instrument

Wang Zhangzhi    Chen Hanmin    Chen Ruiqin    Lan Yunxia

(Shanghai Institute of Nuclear Research, Academia Sinica)

A new precise instrument for determination of the absolute disintegration of  $\beta$ ,  $\alpha$  emitter solutions by the method of liquid scintillation counting is described. The instrument includes a triple phototube liquid scintillation detector and three output counting channels which are used for the number of triple coincidences  $N_C$ , the number of sum of double coincidences  $N_D$  and the number of sum of single phototube counting  $N_E$  separately. This instrument is based on the principle of extrapolating the triple to double coincidence ratio (TDCR) to unity.

Examples of application of the instrument for  $^3\text{H}$  and  $^{14}\text{C}$  are given.

The instrument has two main advantages: 1. Higher accuracy. The overall measurement uncertainty ( $3\sigma$ ), for  $^3\text{H}$ ,  $^{63}\text{Ni}$ ,  $^{35}\text{S}$  and  $^{14}\text{C}$  etc. is in 0.5—1.5%. 2. Easy to operate. The measurement time is much less than usual metrology instrument.

**Keywords:** liquid scintillation counting    activity metrology    TDCR

### Electric quadrupole interactions in $\text{In}_{0.95}\text{Ag}_{0.045}\text{Ga}_{0.005}$ alloy

Zhu Shengyun    Dong Mingli    Shen Weiqi

(Institute of Atomic Energy, Academia Sinica)

The temperature dependence of the quadrupole interaction of  $^{111}\text{Cd}$  in  $\text{In}_{0.95}\text{Ag}_{0.045}\text{Ga}_{0.005}$  alloy is determined by the time differential perturbed angular correlation (TDPAC) method from 80 to 422 K. The electric field gradients produced by the lattice in the alloy are derived. The temperature dependence of the electric field gradient follows the  $T^{3/2}$  law:  $V_{zz}(T) = V_{zz}(0) (1 - B^{3/2})$  with a slope  $B = 7.48(47) \cdot 10^{-5} \text{K}^{-3/2}$ . The FWHM's of the electric field gradient are 0.1147(259), 0.0924(340) and 1.344(175) at 80, 298 and 422 K, respectively. This indicates that the characteristics of the lattice structure of the alloy are better at 80 and 298 K than at 422 K.