

重粒子線利用 癌治療裝置

— 要件 및 裝置構成 —

I. 概 要

현재 행해지고 있는 모든 癌治療方法中에서 放射線治療는 外科手術이나 化學요법과 같이 매우 중요한 위치를 차지하고 있다. 특히 방사선 치료는 단순히 암의 治癒率이 높은 것 뿐만 아니라 치료가 성공하면 臟器가 그 기능을 보존할 수 있는 가능성이 있는 것으로 알려지고 있다. 최근 일본의 放射線醫學研究所에서는 사이클로트론을 이용해 과거 放射線抵抗性이라고 해왔던 癌에 대해 速中性子線이나 高에너지陽子線에 의한 臨床試驗을 실시해왔다. 그 결과 특정의 臟器癌에 대해서는 상당히 좋은 治癒率이 보고되고 있으며, 速中性子線의 높은 생물학적 효과를 나타내는 특징 및 高에너지陽子線의 物理學的 線量分布特徵도 파악되었다. 따라서 兩者의 특징을 겸비한 重粒子線에서는 더욱 治癒率과 治癒의 질적인 향상에 이어질 것이라 여겨져 重粒子線癌治療裝置의 건설계획을 추진하게 되었다.

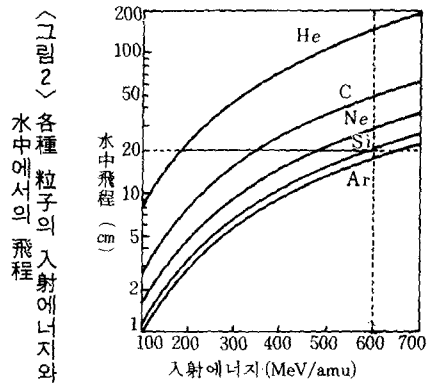
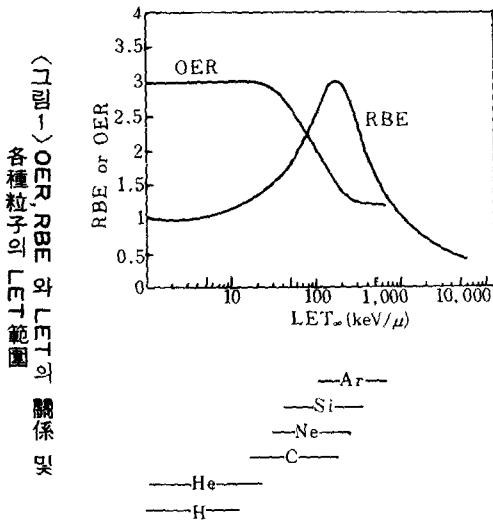
II. 重粒子線治療를 위한 要件

重粒子線治療를 위한 기초실험과 臨床試驗은 미국 로렌스버클리研究所에서 이루어져 그 대표적인 예로서 培養細胞에 의한 각종 重粒子線의 실험을 종합하여 生物學的效果를 나타내는 지표가 되는 RBE(生物學的效果比) 및 OER(酸素效果)를 LET(線에너지附與)의 함수로서 나타낸 것이 그림 1이다. 또 각종입자에 대한 阻

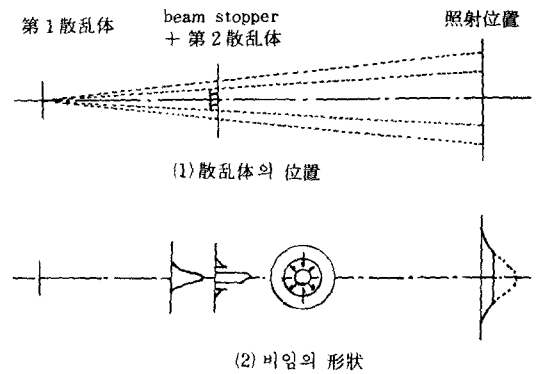
止能에서 구한 각 입자의 LET범위를 그림 1에 표시하였다. 일반적으로 각 입자 모두 에너지가 높을때 그 입자는 낮은 LET값을 나타내며, 組織(또는 體內)을 투과하는 과정에서 서서히 입자의 에너지가 저하하여 정지하기 직전에서 그 입자는 가장 높은 LET값을 갖게된다.

OER값은 LET값이 $30\text{keV}/\mu$ 이상에서는 저하되는 경향을 나타내며, $150\text{keV}/\mu$ 이상에서는 1.2이하의 값이 된다. 따라서 高LET 重粒子線은 腫瘍의 산소농도에 의존함이 없이 방사선에 의한 효과가 있음을 나타내고 있다. 한편 RBE값은 처음에 LET값보다 높아지는 경향을 나타내는데 LET경우 $150\sim 200(\text{keV}/\mu)$ 의 곳에서 最大值를 나타내며 이보다 LET값이 높아지면 RBE값은 저하한다. 이와같은 내용을 고려하면 重粒子線을 치료에 이용할 경우 입자의 무게에는 最適領域이 있어 深部癌의 치료에 적합한 것은 실리콘粒子라고 평가되고 있다.

입자에너지와 組織中(水中)의 飛程關係를 나타내면 그림 2와 같은데 과거의 방사선치료 예를 보면 深部の 腫瘍을 치료하는 경우 최대 20cm의 飛程이 필요했다. 深部암의 治療에 적용될 실리콘粒子의 飛程이 20cm필요하다고 하면 그림 2에서와 같이 核子當 600MeV 의 가속에너지가 필요하게 된다. 또 이같은 가속에너지라면 그보다 가벼운 입자에서는 20cm이상의 飛程이 얻어진다. 한편 가벼운 입자로는 헬륨이 고려되고 있으며 이 입자를 사용해서 얇은 腫瘍



〈그림 3〉 2重散乱体에 의한 비임擴大法の 概念圖



의 치료를 가능하게 하기 위해서는 核子當 100 MeV의 에너지로 추출해야할 필요가 있다. 따라서 이들의 조건에서 重粒子線癌治療裝置에 필요한 重粒子加速器의 규모가 정해진다.

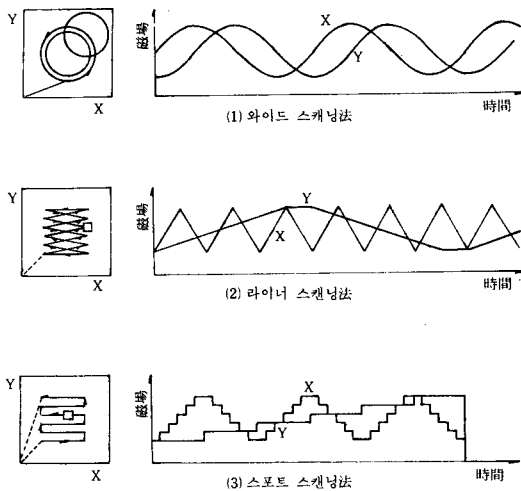
한편 이와같은 加速器를 의료용으로 사용하기 위해서는 重粒子線의 照射技術도 매우 중요한 과제이다. 즉 加速器에서 꺼낸 비임은 가는 연필모양으로 이와같은 高에너지重粒子는 直進性이 강하고 散亂角이 작다. 그러나 치료하는 종양은 일정한 크기를 가지고 있으므로 그 치료 범위에 걸쳐 비임을 확대해야할 필요가 있다.

필요한 照射範圍의 크기는 대개의 경우 15cm × 15cm이나 특수한 경우에는 30cm × 30cm의 조사범위를 필요로 한다.

조사범위를 확대하는 방법은 크게 나누어 散亂體法과 한쌍의 偏向電磁石을 이용하는 방법이 있으며, 散亂體를 사용하는 방법으로 2重散亂體法이라는 것이 있다. 그림 3은 이들의 개념도인데 산란체의 두께를 얇게 하고 넓은 조사범위를 얻기 위해 연구된 방법으로 구성이 단순하고 값도 저렴하다. 그러나 아직은 에너지 손실이 크고 비임이 변동하기 때문에 조사범위를 균등하게 보증할 수 없는 결점이 있다. 다. 한쌍의 電磁石을 사용해서 비임을 偏向시

켜서 조사범위를 확대하는 방법으로 와이드스캐닝法, 리니어스캐닝法, 스포트스캐닝法 등이 있는데 이들의 走査法 개념을 그림 4에 표시한다.

왼쪽그림은 비임에 -수직인 평면에서의 비임 스포트의 움직임을 나타내고 있으며, 오른쪽그림은 수평 및 수직(X, Y)전자석 자장의 시간적 변화를 나타내고 있다. 이중에는 와이드스캐닝法이 가장 기술적으로 용이하나 산란체가 필요하므로 에너지손실을 고려해야 한다. 라이너스캐닝法은 기술적으로 電源의 급격한 변화에 대한 대응속도가 문제된다. 또 비임의 강도변동이 심할 경우 조사범위의 均一性을 보증하기 어렵다. 스포트스캐닝法은 重荷電粒子線의 照射技術로서는 가장 고도의 기술을 요한다. 이 방법은 이상적인 照射法이기는 하나 제어가 복잡하고 동시에 走査電磁石의 勵磁電源에 대한 구



〈그림 4〉 偏向電磁石에 의한 비임走査法

제도 심하다.

한편 單色에너지의 重粒子線이 入射해서 조직중에 형성하는 브래그피크는 극히 좁아 실제의 치료에서는 종양의 두께에 따라 이를 확대해야만 한다. 브래그피크의 확대와 종양의 깊이조정에는 飛程調整器 또는 에너지減速器(吸收體)를 사용한다.

이 加速裝置에는 照射範圍擴大를 위해 앞서 언급한 와이드스캐닝法에 의해 最大照射範圍를 확실히 보증하고 스포트스캐닝法의 가능성을 추구하는 것을 목표로 하고 있다. 비임強度에 대해서는 대부분의 치료가 1분 이내에 끝내는 것을 목표로 10cm×10cm의 조사범위에서 20cm의 두께의 癌病巢를 포함한 標的領域에 대해 5Gy/min으로 했다. 그러나 모든 입자에서 이 線量率을 달성하는 것은 현재 상태에서는 곤란하므로 실리콘 및 아르곤 등에 대해서는 이 10분의 1의 線量率을 보증하고 앞으로 모든 입자에 대해 5Gy/min를 목표로 하고 있다.

이상과 같은 성능을 만족시킬 수 있는 重粒子線癌治療裝置의 主加速器는 싱크로트론이 유력한 후보로 손꼽히고 있다. 싱크로트론에서는 펄스상 비임을 발생시키는데 의학이용을 위해서는 정확히 投與線量을 제어하여 가속한 비임을

가능한 오랜 시간 소요해서 일정한 強度(400 msec以上/펄스)로서 꺼낼 수 있도록 하여 앞에서의 비임強度를 확보하면 1Hz이하에서 듀티因자가 40%이상 되도록 한다. 또 物理·生物 등의 기초실험에서는 線量率의 효과 등을 조사하기 위해 1Hz이상에서 짧은 시간내에 빠른 비임을 꺼낼 수 있어야 한다. 또한 특수한 이용법인 진단용 또는 치료계획용으로 陽電子放出核種의 放射性비임의 이용을 가능하게 할 수 있도록 하고 있다.

照射施設에 관해서는 重粒子線의 치료가 주목적으로 되어 있으나 일반적으로 환자의 설정에 많은 시간이 필요하며, 照射時間은 짧을수록 효율이 좋으므로 치료실을 4室 설치한다. 이중 2室은 垂直, 水平雙方의 비임을 이용할 수 있게 한다. 그의 物理·生物의 기초적실험을 위해 照射室 각 1室, 새로운 照射法의 개발이나 다목적으로 이용하는 汎用照射室, 重粒子線 診斷實驗室, 放射性비임照射室 등을 설치할 필요가 있다.

III. 醫療用重粒子加速器의 構成

醫療用重粒子加速器의 構成은 主加速器로서 強集束構造의 싱크로트론, 前段加速器로서는 이온源, RFQ리니악, 드리프트 튜브型 리니악으로서 치료나 실험연구를 위한 적당한 비임輸送系統과 醫療照射裝置 및 이들의 制御系統이 필요하게 된다.

(가) 主加速器

실리콘이나 아르곤정도의 重粒子를 核子當 600MeV까지 가속하는 장치로서는 현단계에서 싱크로트론이 유일한 장치이다. 즉 사이클로트론이나 싱크로사이클로트론에서는 거대한 電磁石을 필요로 하며 경제적으로도 불리하다. 또 리니악에서는 상당히 긴 직선거리를 필요로 하고 전력소비량도 많아 경제적이지 못하다.

한편, 싱크로트론의 경우 그다지 넓은 부지를

필요로 하지도 않으며 원리적으로도 가속에너지에 여유가 있으며 구조도 간단하다. 그러나 일정한 정도까지 가속한 입자가 필요하며 入射器를 필요로 하고 꺼낸 비임이 펄스상태인 점 등의 결점이 있다.

(나) 入射器

싱크로트론의 入射器로서는 일반적으로 리니악이 사용되고 있다. 싱크로트론으로 入射時 듀티因자는 낮으므로 리니악의 경우 高周波電力의 低減까지 이어지며 신뢰성도 높다. 특히 核子當 10MeV程度의 入射에너지에 대해서는 아루바레형 리니악이 적합하다. 그러나 아루바레형은 큰 加速空胴을 필요로 하므로 실적은 적으나 IH형의 리니악도 고려할 여지가 있다.

(다) 前段入射器

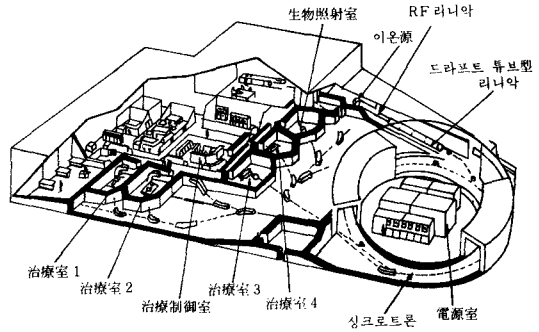
종래의 이온源에서 入射器에 입자를 보내는 데는 그 前段에 또다른 加速器가 필요하다. 후보로서는 콕크로프트형의 直流加速器와 RFQ리니악이 있는데 後者は 구조가 비교적 단순하며, 소형의 直流電壓加速器와 付加한 이온源과도 잘 整合한다. 또 콕크로프트型보다도 가속에너지를 높일 수 있고 펄스化되어 있으므로 아루바레형리니악의 길이를 단축할 수도 있다.

(라) 이온源

앞에서의 요구사항을 만족시키기 위해 가장 엄격한 조건이 요구되고 있다. 현재 이 장치의 主力으로는 PIG型 이온源이며 탄소, 네온 등에 대해서는 거의 만족할 수 있다고 예측하고 있다. 그러나 실리콘이나 아르곤粒子和 같이 무거운 입자가 되면 목표에까지 미치지 못하므로 ECR이온源의 개발도 중요한 과제이다.

(마) 荷電變換裝置

무거운 입자를 필요한 에너지까지 가속하는 데는 荷電質量比가 높은 것이 가속효율을 올리는 조건이며, 싱크로트론에 入射하기까지는 電子를 모두 없앤 상태의 重粒子로 하는 것이 바람직하다. 현시점에서 PIG型이온源에서 얻어



(그림 5) 重粒子線癌治療施設

지는 重粒子의 荷電質量比는 낮으므로 가속 도중에 薄膜을 사용한 荷電變換裝置가 필요하다. 이 裝置를 前段加速器의 어느 위치에 몇개소 설치하는가는 설계단계에서도 매우 중요한 과제의 하나이다.

(바) 비임輸送系統

가속기각부를 연결하는 低에너지 및 中에너지비임輸送系統에서는 서로를 조정하는 장치와 적절한 비임診斷用檢出裝置가 포함된다. 또 싱크로트론에서 꺼낸 비임을 照射室까지 운반하는 높은 에너지비임輸送系統은 쌍방의 비임에 供用된다.

(사) 照射裝置

앞에서도 언급한 바 있듯이 腫瘍의 크기에 따라서 조사범위를 확대하고 브래그피크를 조절하여 넓은 피크領域을 형성하는 장치 등을 마지막 직선부에 설치할 필요가 있다.

(아) 制御系統

加速器本體의 運轉制御와 치료진단제어는 분리할 필요가 있다. 가속기의 제어는 가능한 한 작은 인원수로서 조작할 수 있도록 하고 운전 개시부터 종료까지의 조작을 자동화한다. 또 운전보수를 쉽게 하기 위해 加速器本體 및 각종 부속장치의 고장 등의 진단도 가능한한 자동화하는 것을 전제조건으로 하고 있다.

이상의 구성에서 重粒子線癌治療施設을 그림 5에서 소개한다. 최종적인 시설은 앞으로의 설계진전에 따라 구체화될 것이다.