

< 論 文 >

放射線 治療의 迅速正確을 위한 低溫熔融 遮蔽物의 製作과 應用*

延世大學校 醫科大學 放射線科學教室

秋成實 · 李道行 · 朴昌潤

(1979年 3月 27日 接受)

要 約

高에너지 放射線 治療에 있어서 正常組織의 完全遮蔽를 위하여 5~8cm 납두께의 不定形 遮蔽벽돌을 製作해야하는 難點이 있었다.

著者들은 납 30.0%, 주석 11.5% 비스무스 48.5%, 카드미움 10.0%를 四重 共晶結合시켜 密度가 9.8g/cm³이고 熔融溫度가 68°C인 低熔融 遮蔽物質을 開發하여 이를 Lead Y라고 命名하였다.

製作된 Lead Y Block을 68°C에서 熔融시켜 保護해야할 重要한 臟器의 形態대로 製作된 styrofoam·陰形에 부어서 遮蔽效果가 큰 遮蔽벽돌을 쉽고 安全하게 製作할 수 있었고 납보다 더 단단하고 再現性이 크며 低廉한 價格으로 購入이 可能하므로 放射線 治療效果에 큰 도움을 줄 수 있었다.

I. 序 論

腫瘍의 形狀과 轉移可能 淋巴節에 따라 放射線 照射面의 大部分은 不定形을 이루고 있으며 病巢以外의 健康組織이나 臟器를 正確하게 遮蔽할 수 있는 鉛塊를 患者마다 5~7cm의 두께로 製作해야 하는 어려움을 甘受하여 왔다. 더욱이 惡性 淋巴腫에서의 mantle technic이나 頭頸部癌 治療時의 正確한 遮蔽治療 成果에 큰 影響을 주고 있어 相當한 注意와 努力이 必要하다²⁾.

著者들은 求得이 容易하고 低廉한 金屬, 即 납, 비스무스, 카드미움, 주석 등을 融合시켜 50~70°C의 低溫에서 融解하고 遮蔽效果가 납과 거의 같은 合金을 製作함으로써 어떠한 形態의 遮蔽物도 迅速히 製作할

수 있었으며 鉛塊를 使用함으로써 健康部位에 被曝되었던 二次半陰影을 最大限 減少시켜 治療의 正確도를 높일 수 있었다.

또한 styroform 切斷機 및 synchronizer 등을 適切히 利用함으로써 보다 良好한 治療效果를 얻을 수 있었다^{3,4,5)}.

II. 低熔融 共晶合金과 遮蔽벽돌의 製作

1. 低熔融 共晶合金

2개의 金屬을 熔解混合한 후 서서히 冷却시키면 相互作用에 의하여 各 金屬의 凝固點 보다 낮은 溫度에서 晶出된다.

이와 같은 合金은 各 金屬이 機械的인 合金으로 形成된 混合狀態를 이루고 있고 이러한 混合合金을 共晶(eutectic)合金이라고 한다.

共晶合金에는 初晶이 球形이 되는 것과 金屬特有的 結晶으로 된 2種이 있으나 주로 表面張力과 強度에 關係되며 表面張력이 큰 것은 球形이 되고, 적은 것은 角形 또는 不定形을 이루게 된다. 또한 共晶組織에는 여러가지가 있으나 한편이 基地(matrix)가 되고 다른 한편이 散在되어 있는 것도 있으며 中心으로부터의 形態에 따라 球狀共晶 또는 層狀共晶 등으로 區分한다.

그림 1은 납과 주석의 共晶結合을 위한 平衡狀態圖이며 328°C에 녹는 납과 232°C에 녹는 주석이 6:4의 比率로 混合될 때 가장 낮은 120°C의 熔融點을 얻을 수 있으며 이를 二元共晶合金이라고 한다.

以上과 같은 原理를 利用하여 2개의 金屬合金을 또 다른 金屬과 合金할 경우 熔融點을 더욱 低下시킬 수 있으며 이와같은 共晶合金은 三元共晶合金이라 하고 4개의 金屬을 利用한 四元共晶合金은 凝固點을 더욱 더 내릴 수 있다. 普通 Sn의 熔融點 232°C 보다 더

*本 研究은 1978年度 延世癌센터 研究費에 依하여 이루어졌음.

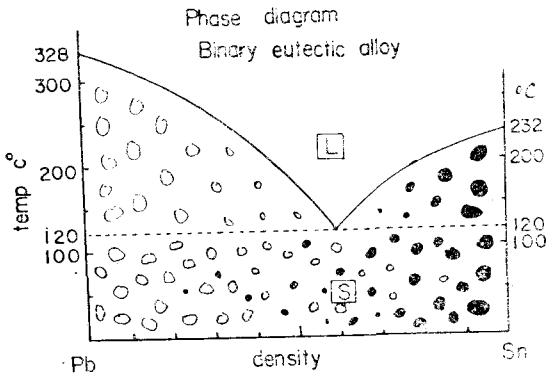


Fig. 1. Phase diagram of Binary Eutectic Alloy

낮은 합금을 低熔融合金이라고 하며 Pb,Bi,Sn,Cd,In 중 2個 以上の 共晶合金으로 이루어지고 있다.

表 1은 지금까지 사용해진 100°C 以下の 低熔融合金을 表示한 것으로서 그중 리포위즈(Lipowitz)合金은 세로벤드(Cerrobend)란 이름으로 醫學에 使用하였다.

2. 最低熔融 遮蔽物들인 레드와이(Lead Y) 製作

高에너지 放射線 遮蔽를 위해서는 遮蔽效果가 큰 납(Pb)의 量이 많아야 하고 스티로폼(styrofoam)이 녹을 수 없는 約 70°C 以下の 低熔融點을 가진 合金이 要求된다.

著者들은 그림 2와 같이 먼저 30%의 납을 400°C에서 加熱하여 完全熔融한 후 200°C에서 주석(Sn) 11.5%, 비스무스(Bi) 48.5%를 넣고 잘 混合하고 이어서 카드미움 10%를 넣어 四元共晶結合을 시킨다(그림 1). 이렇게 製作한 合金은 Lead Y라고 命名되며 이는 表 2과 같이 다른 低熔融合金보다 납이 約 30~50% 더 많이 含有되며 凝結點도 65°C 以下로 내릴 수 있다.

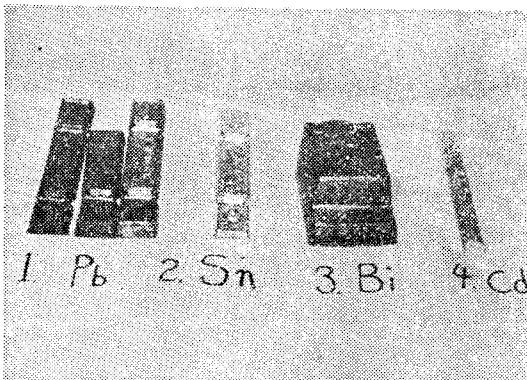


Fig. 2. Composed materials of low melting point alloy "Lead Y"

Table 1. Physical composition of "Lead Y" for radiation shielding.

Element	Atomic No.	MP	BP	Density
Pb	82	328°C	1,744°C	11.35g/cm ³
Sn	50	232	2,270	6.50
Bi	83	271	1,560	9.75
Cd	45	321	765	8.65

Table 2. Low Melting Point Alloys

Melting point °C	Composition (wt) %					Name
	Pb	Bi	Sn	Cd	In	
47	22.6	44.7	8.3	5.3	19.1	Quinternary
58	17.6	49.5	11.6		21.3	Quaternary
70	25.0	50.0	12.5	12.5		Wood's
70	26.7	50.0	13.3	10.0		Lipowitz's
91.5	40.2	51.6		8.2		Ternary
97	31.2	50.0	18.8			Newton's
68	30.0	48.5	11.5	10.0		Lead. Y

다만 凝結時 鉛粒子들이 먼저 晶出되지만 이때 잘 제어주면서 冷却시키면 거의 均一한 分布를 가진 레드와이(Lead Y) 合金을 얻을 수 있다.

이와 같이 製作된 Lead Y는 表 2와 같이 熔融點이 68°C이며 完全凝固點이 40°C이고 Co-60 감마선에 대한 半價層 두께는 1.2cm로서 純粹한 납 1.1cm에 비해 約 0.1cm 크지만 臨床應用에 거의 差異가 없다(그림 3). 또한 Lead Y는 市中에서 求하기 쉬운 金屬들의 合金이고 이것의 強度가 납보다 1.5배 強하기 때문에 찌그러지거나 磨耗率이 훨씬 적으며 加工時 낮은 溫度

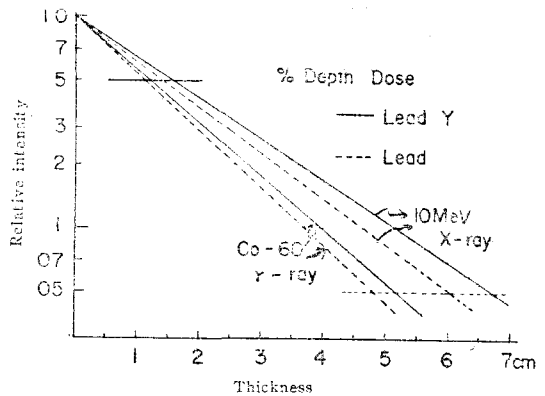


Fig. 3. The depth dose of 10MeV x-ray and Co-60 gamma ray.

— Lead Y
..... pure lead

에서 녹기 때문에 金屬蒸氣等の 냄새와 危險性이 없으며 火災의 念慮도 없다(표 3). 그리고 遮蔽 효과가 남과 거의 같은면서도 50°C에서 任意의 形態로 加工할 수 있기 때문에 複雜한 患者各者의 遮蔽部位形狀과 線源에 따른 最適한 形을 쉽게 製作할 수 있으며 凝固된 후 堅固하기 때문에 放射線 遮蔽력돌로서는 가장 適合한 合金이라고 生覺한다.

Table 3. Physical Properties of radiation shielding alloys.

Metal	Unit	Lead	Lipowifz's	Lead. Y
Melting point	°C	328	70	68
Boiling point	°C	1,744	765	760
Density	g/cm ³	11.4	9.4	9.8
HVL for Co ⁶⁰	cm	1.1	1.27	1.2
Hardness	Mohs	1.5	3	2.5
Waste	%	5	3	3
Price	₩/kg	1,350	12,000	4,500

II. 臨床應用

1. 治療計劃用 寫眞撮影

放射線 治療部位와 遮蔽部位를 明確히 알고 이를 正確하게 遮蔽하기 위해서 治療機의 線源焦點과 똑같은 距離에서 撮影할 수 있고 크기와 位置를 明確히 알 수 있는 X-線 照準裝置를 利用한다.

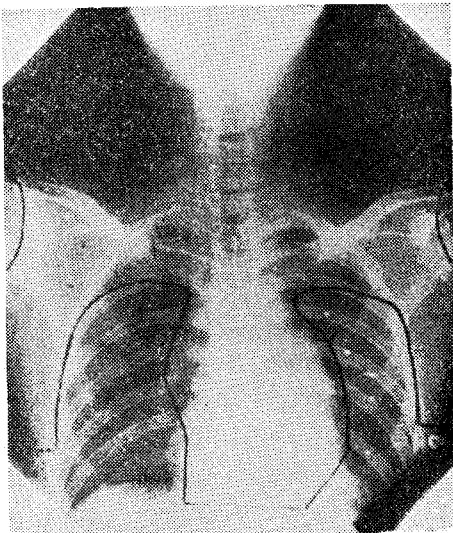


Fig. 4. Radiography for treatment plan to be indicated for irradiation regions and shielding areas

撮影된 필름에서 治療部位와 遮蔽部位를 正確히 評價表示한 治療計劃用 寫眞撮影을 그림 4와 같이 表示한다.

2. Synchronizer를 利用한 Negative styrofoam의 製作

그림 5와 같이 集束된 狀態의 放射線에 대하여 平行하면서도 任意形態로 遮蔽될 수 있도록 Field synchronizer를 製作使用하였다.

그림 6와 같이 線源에서 table까지의 距離를 120~140cm로 可變시켜 照射面을 胸廓의 全體面積(30~40cm)이 包含될 수 있도록 設計되었다.

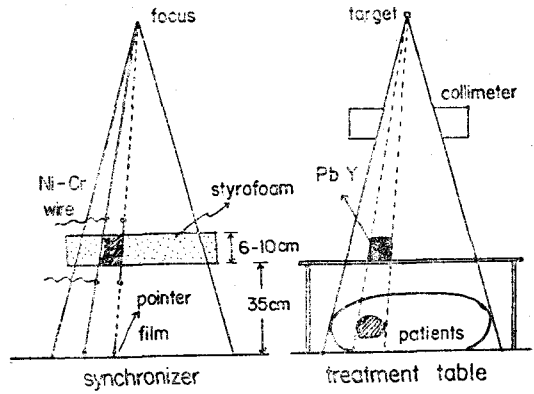


Fig. 5. The principle of synchronizer for fabrication of shielding blocks.

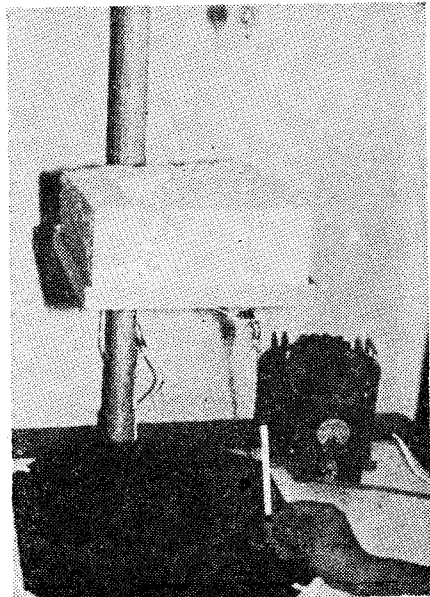


Fig. 6. The styrofoam cutting with nicrom wire in synchronizer

또한 遮蔽벽들의 位置는 患者皮膚에서 15cm程度 間隔을 둘수 있도록 Table에서 35~40cm로 調節할 수 있는 tray를 製作使用하였다.

이와 같은 Synchronizer는 治療時의 線源과 tray 및 患者의 位置와 똑같은 次元(dimension)으로 調節할 수 있으며 아래와 같은 方法으로 進行된다.

① Styrofoam을 25×25×10cm³의 6면체로 切斷하여 tray 位置에 固定시킨다.

② 焦點에서 pointer 사이에 그림 6과 같이 Ni-Cr 線을 連結한다.

③ Ni-Cr線을 利用하여 寢床위에 비친 治療計劃 寫眞의 contour대로 pointer의 끝을 움직여서 Styrofoam 을 切斷한다.

④ 이렇게 切斷된 negative styrofoam은 線錐擴大로 因하여 上下部의 切斷差異가 이루어짐을 볼 수 있으며 이것을 다시 縮小板과 比較하여 正確히 調節한다
 以上과 같은 方法으로 negative styrofoam을 製作한다.

3. Lead Y를 利用한 positive 遮蔽벽들의 製作

납, 주석, 비스무스, 카드미움을 適當한 比率과 順序로 融解混合시킨 Lead Y 벽돌을 그림 7와 같이 뜨거운 물속에서 녹인 후 서서히 저으면서 冷却시키면 約 45°C에서도 凝結되지 않고 약간의 粘性을 가진 液體가 된다(그림 7).

이와같이 끈적한 Lead Y 合金을 Negative Styrofoam틀에 그림 8와 같이 부어넣는다.

이때 Lead Y의 두께는 그림 3와 같이 完全遮蔽(95% 以上)가 되도록 Co-60 감마선일 경우 6cm, LINAC 10MeV x-ray의 경우는 7cm로 結定한다.

형틀에 들어간 Lead Y는 室溫에서 約 한시간동안 放置하거나 찬물속에서 約 15分 경과되면 内部까지 完全 凝結된다. 凝固된 positive 遮蔽벽들은 줄칼등으로

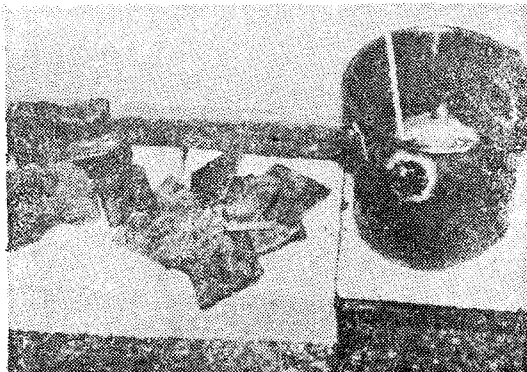


Fig. 7. The remelting method of Lead Y blocks.

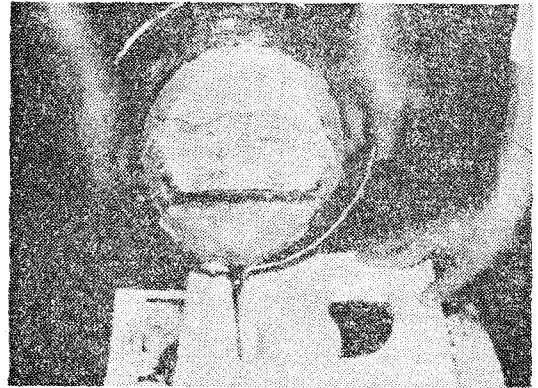


Fig. 8. pouring the viscous Lead Y into negative styrofoam

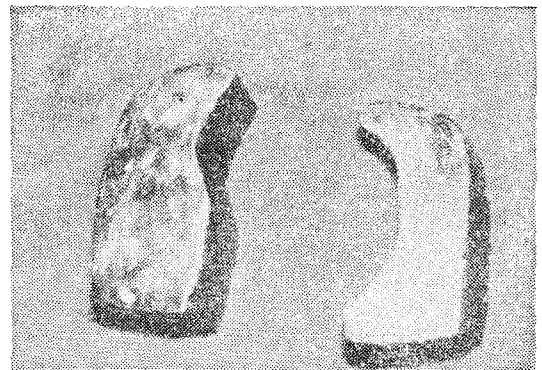


Fig. 9. The lung shaped Y blocks for lung shielding

整理하면 그림 9와 같이 計劃된 遮蔽벽들을 얻을 수 있다.

4. Verified radiogram으로 遮蔽部位 確認

實際 治療機械에서 患者를 정해진 距離에 固定시키는 동시에 製作된 遮蔽벽들을 정해진 tray 위에 正確히 位置



Fig. 10. The verification radiogram for checking the shielding region.

하고 light beam으로 患者의 皮膚와 對照한 후 撮影하면 그림 1C와 같은 veriflicated radiography를 얻을 수 있다^{7,8)}.

以上과 같은 方法으로 完全遮蔽가 確認되면 그림 11과 같이 實際 治療를 始作하며 이때 線源 및 遮蔽體의 中心과 患者의 治療中心이 一直線上에 位置하게 되어 正確한 治療를 할 수가 있다^{9,10)}.

5. 臨床症例

惡性 淋巴腺癌⁹⁾ 및 乳癌患者의 大部分과 頭頸部癌, 子宮癌等 모든 遮蔽部位에 대해서 이와같은 方法의 Lead Y 벽돌을 利用하여 治療해 왔으며 지금도 每日 2~5名씩 治療하고 있다.

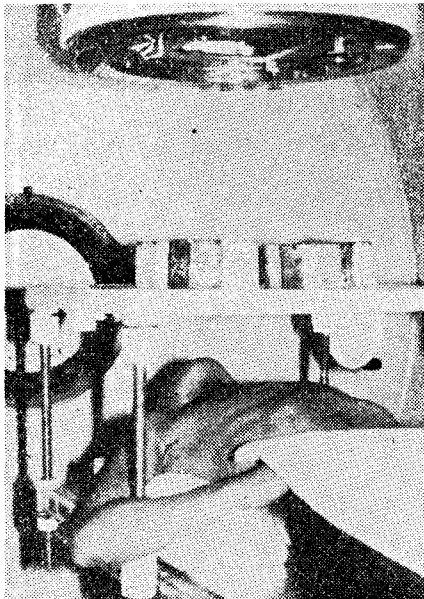


Fig. 11. The view of radiation treatment with lung shielding Lead Y blocks.

惡性 淋巴腺癌은 大部分 mantle field와 같이 左右 兩側의 頸部, 鎖骨上下部, 縱隔洞部位, 兩側 腋窩部等 이 照射되며 左右兩側의 肺尖部, 咽喉頭部, 上膊骨의 頭部를 遮蔽하였다.

乳房切除 手術後 放射線 治療의 大部分은 6~12MeV의 電子線으로 胸壁과 縱隔洞 部位를 治療하고 腋窩部와 鎖骨 및 頸部는 Co-60 감마선으로 治療하고 있지만 相當한 轉移가 豫想될 경우 Lead Y를 利用한 Mantle technique를 使用할 때도 있다¹⁰⁾.

IV. 考 察

線型加速裝置等 高能 放射線의 利用으로 인하여

放射線 治療의 方法과 治療 可能性이 훨씬 增加하고 있음은 事實이다.

이에 따라 患部以外의 健康組織의 遮蔽에 關係서도 그 正確度를 높여야 하며 그 使用頻度 역시 增加하고 있다.

1969年 Edland와 Hansen은 styrofoam을 切斷해내 고 鉛彈丸을 채워서 不規則한 照射面을 形成하는 技術的인 方法에 대하여 言及한바 있으며 또 Abraham Werner는 1970年 이러한 鉛彈丸의 크기에 따른 遮蔽 效果에 대하여 5cm 鉛塊에 代置할 수 있는 鉛彈丸의 두께는 적어도 7cm 이상 이 되어야 한다고 하였다^{1,2)}.

本教室에서도 1972年 styrofoam synchronizer를 製作하였으며 2~3mm 直徑의 鉛彈丸을 使用함으로써 廣範圍하게 散在된 患部에 同時 均等線量을 照射할 수 있고 二次半陰影을 最少로 減少시킬 수 있었다^{10,11)}.

그러나 이것은 Co-60 감마선에 대한 半價層이 19.2 mm나 되고 styrofoam으로 light beam의 全體를 가리고 있기 때문에 正確한 位置固定이 相當히 어렵고 경우에 따라 相當한 誤差가 生길 수 있었다^{12,13)}.

1973年 Demidecki 등은 Lipowitz's 金屬을 利用하여 Cerrobend 合金이라는 이름으로 使用했으나 납의 含量이 적고 熔融度가 70°C이기 때문에 styrofoam 一部에 損傷을 가져왔다.

著者들은 混合 密度分布가 多少 不均一하지만 납의 含量을 높이고 熔融度가 68°C 以下이고 使用可能 溫度가 45°C인 Lead Y를 製作하여 使用함으로써 臨床 效果를 더욱 높일 수 있었다¹⁴⁾.

V. 結 論

線型加速器 또는 Co-60 遠隔 治療器等 高能 放射線 治療에 있어서 照射面內에 存在하는 健康部位를 正確하고 쉽게 遮蔽하기 위한 理想的인 遮蔽벽돌의 大量製作이 점점 더 要求되고 있는 實情이다.

著者들이 製作한 Lead Y와 鉛벽돌의 比較는 表 2와 같으며 Lead Y는 融點이 상당히 낮고 強度는 鉛벽돌보다 約 1.5倍 強하며 低廉한 價格으로 購入이 可能하고 磨耗率이 적기 때문에 1인당 約 10kg이 所要되는 mantles 遮蔽벽돌을 30회 以上 再生시킬 수 있다.

著者들은 납, 주석, 비스무스, 카드미움을 熔融시켜 68°C 以下에서 녹는 四元共晶合金을 만들어 Lead Y라고 命名했으며 이를 synchronizer에 의해 正確히 遮蔽될 수 있게 切斷된 negative styrofoam에 固着시킴으로써 完璧한 遮蔽벽돌을 製作할 수 있었으며 이것은 다음과 같은 利點을 얻을 수 있었다.

1. 熔融點이 68°C로서 녹는 물과 styrofoam으로서 充分히 熔解製作 할 수 있기 때문에 製作工程이 짧고 正確한 遮蔽벽돌을 얻을 수 있었다.

2. 낮은 溫度에서 加工되기 때문에 燃焼나 惡臭의 念慮가 없고 金屬蒸氣가 전혀 없으므로 製作時 매우 安全하며 火傷이나 火災의 危險이 거의 없다.

3. Negative styrofoam型틀은 synchronizer에 의 해 焦點과 平行인 方向으로 切斷하기 때문에 遮蔽벽돌에 의한 二次의인 半陰影이 전혀 없다.

4. Co-60 감마선과 10MeV x-ray에 대한 完全遮蔽 두께는 各各 6cm, 7cm로서 납벽돌과 거의 같은 良好한 遮蔽效果를 얻을 수 있다.

5. Lead Y의 強度가 2.5Mohr로서 납의 1.5Mohr보다 約 1.5倍 以上 強하기 때문에 外部의 힘에 의한 變形이 거의 없다.

6. 磨耗率과 酸化率이 적기 때문에 皮膚에 附着되거나 肺에 沈澱되는 率이 납보다 훨씬 적으며 1回 製作時 磨耗率은 約 3%로서 1個의 Lead Y 벽돌이 적어도 30~40回를 使用할 수 있는 높은 比率의 再現性을 갖고 있다.

7. Co-60 감마선을 비롯하여 X-線, 베타선, 中性子線等 放射線의 種類와 에너지에 無關하게 모든 放射線 遮蔽에 使用할 수 있어 活用度가 크다.

8. 市中에서의 購入이 容易하고 價格이 比較的 低廉하다.

以上과 같은 諸長點은 結果의으로 放射線 治療를 正確히 行할 수 있으며 工作이 容易하기 때문에 앞으로 放射線治療의 必須品이 될 것이라고 生覺된다.

REFERENCES

1. A. Werner. Comments on shielding by the lead shot method. radiology 98, 190, 1971.
2. J.H. Carrett and Jones. Dose distribution problems in megavoltage therapy. Brit. J. Radiol. 35, 739 (1962).
3. V. Page, A. Gardner and C.J. Kartzmark. Physical and dosimetric aspects of the radiotherapy of malignant lymphomas. Radiology 96, 609 (1970).
4. J.S. Lance and J.E. Morgan. Dose distribution between adjoining therapy fields. Radiology 79, 24 (1962).
5. G.S. Tapper. Dosimetric studies of mantle

- fields in cobalt 60 therapy of malignant lymphomas. Acta Radiol. 9, 190 (1970).
6. F.M. Khan, V.C. Moore and Dennis. The construction of compensators for cobalt teletherapy. Radiology 96, 187 (1970).
7. F. Ellis. E.J. Halland H. Hansen. Irregular field shaping for cobalt 60 therapy. Radiology 92, 1567 (1969).
8. G. H. Fletcher. Textbook of radiotherapy. Lea & Febiger, Philadelphia, 1966.
9. Murphy. Radiation therapy. 2nd Ed. W.B. Saunders Company, 1967.
10. A.L. Bradshaw and A.M. Maysent. Physical aspects of electron therapy using the 15 MeV linear accelerator. Brit. J. Radiol. 37, 219 (1964).
11. C.J. Kartzmark and T. Capone. Measurements of 6 MeV x-ray. Brit. J. Radiol. 41, 33 (1968).
12. W.W. Evans, R.C. Granke, K.A. Wright and J.G. Trump. Absorption of 2 MeV constant potential roentgen ray by lead and concrete. Radiology 58, 560 (1952).
13. P.A. Roys. Penetration of 6MeV gamma rays in water. Phy. Rev. 95, 911 (1954).
14. W. Miller and R.J. Kennedy. Attenuation of 86 and 176 MeV synchrotron x-rays in concrete and lead. Rad. Research 4, 360 (1965).
15. National Council on Radiation Protection and Measurements. Medical x-ray and gamma ray protection for energies up to 10 MeV. NCRP Report 34, 1970.

—Abstract—

Rapidly and Accurately Processing of Low Melting Block for Shielding of Radiotherapy

S.S. Chu, M.Sc., D.H. Lee, M.D.,

C.Y. Park, M.D.

Department of Radiology and Nuclear Medicine,
Yonsei University College of Medicine,
Seoul, Korea.

(Received March 27, 1979)

For accurate and easily shielding irregular sha-

ped organ, its minimized penumbra region and a low melting point alloy "Lead Y" and synchronizing instrument have been developed.

The "Lead Y" is the quaternary eutectic alloy and it is composed of

Lead	30.0%
Tin	11.5%
Bismuth	48.5%
Cadmium	10.0%

The density of its at 22°C is 9.8g/cm³ and the melting temperature has 40°C to 68°C.

The thickness of "Lead Y" for perfect shielding of Co-60 gamma ray and LINAC 10MeV x-ray is 6cm and 7cm respectively.

The "Lead Y" shielding block is casted directly on the styrofoam from which is cut with hot wire of synchronizer device.

The special features and advantages of the Lead Y shielding block could be summarized as follows;

1. The shielding block for radiotherapy is rapidly processed only with boiling water and styro-

foam.

2. It is not injure one's health and not danger of a fire, because of not generating of any metals vapor and evil smelling.
3. It is very effective to minimize secondary penumbra for the protection of healthy tissue from unnecessary ionizing radiation regardless of the magnification source to skin distance.
4. The HVL of the Lead Y is 1.2cm for Co-60 gamma ray and it's shielding effect is almost same as the pure lead block.
5. The hardness of Lead Y is 1.5 times higher than lead block.
6. It's reavailability is higher than lead block and then one block of Lead Y is reavailable about 30 to 40 times.
7. It is usefull for shielding of x-ray, gamma ray, beta-ray, electron and neutron radiation.
8. The materials for Lead Y are easy to acquire with reasonable price and tractable.