

Ho-166-CHICO 치료 후 평면 영상을 이용한 방사선 흡수선량의 계산

아주대학교 의과대학 핵의학과학교실, 진단방사선과학교실*, 외과학교실[†], 경기도 수원시
한국 원자력연구소[‡], 대전직할시, 강원대학교 물리학과[§], 강원도 춘천시

조철우, 박찬희, 원재환*, 왕희정[†], 김영미[‡], 박경배[‡], 이병기[§]

방사성 동위원소의 치료에 베타 방출 선원이 많이 이용되고 있다. 베타 방출 핵종 들은 투과력이 약해 방사선 도달거리(range)가 짧아 병소내에 직접 주입하여 선택적으로 병소만을 조사하여 치료의 효과를 얻을 수 있고 주변 정상 조직의 방사선 피폭을 줄일 수 있다. 최근 한국 원자력연구소의 원자로인 하나로를 이용하여 베타 입자 방출체인 Ho-166용액을 만들어 여기에 키토산 화합물을 표지 하였다. Ho-166은 고 에너지 베타 방출체라는 점과 일부 감마선이 방출됨으로써 감마카메라로 쉽게 영상을 얻을 수 있다는 장점이 있다. 본 연구에서는 감마카메라로 얻은 평면 영상을 이용하여 Ho-166으로 치료한 부위와 그 주변의 정상 장기들의 방사선 흡수선량을 구하였다. 감마카메라는 Siemens의 2중 head를 가진 Multispect2 시스템이 이용되었고, 콜리메이터는 medium energy, 최대 에너지는 80 keV, 창은 20%로 5분간 영상을 획득하였다. Ho-166에 대한 투과인자(transmission factor)는 환자 있을 때와 없을 때의 영상으로 관심영역의 ROIs의 비로 구하였다. 3일간의 평면 영상으로 유효반감기를 구하여 Marinelli 공식과 MIRD공식으로 베타입자에 대한 방사선 흡수선량을 구하였다. 감마선에 의한 흡수선량은 매우 적으므로 무시하였다. Transmission factor는 환자에 따라 다르지만 1110 MBq(30 mCi)을 주입하여 치료에 임한 간암 환자의 경우 간은 4.6, 비장은 4.65, 폐는 3.34, 뼈는 5.65의 값을 보였다. 방사선 흡수선량은 tumor에는 179.7, 정상간에는 16.3, 비장은 18.5, 폐에는 7.0, 뼈에는 9.0 Gy가 각각 계산되었다. 이를 tumor dose에 100%로 normalization 시킬 경우 정상간, 비장, 폐, 뼈에 각각 9.1, 10.3, 3.9, 5.0%로 분포되었음을 알았다. 본 연구를 통하여 tumor dose 뿐만이 아니고 주변 주요 위험장기(critical organ)에 대한 방사선 흡수선량을 전·후면 평면영상으로 얻을 수 있음을 보여 줌으로써 평면영상법을 이용한 dosimetry의 가능성을 보였다. 또한 주변 주요 위험 장기의 한계선량에 맞는 주입할 양을 결정하는데 기초 자료가 될 수 있음을 보여준다.

중심단어 : Ho-166, 방사선흡수선량, 평면영상

서 론

방사성 동위원소의 치료에 베타 방출 선원이 많이 이용되고 있다. 특히 베타 방출 핵종들은 투과력이 약해 방사선 도달거리(range)가 짧아 병소내에 직접 주입하여 선택적으로 병소만을 조사하여 치료의 효과를 얻을 수 있고 주변 정상 조직의 방사선 피폭을 줄일 수 있다.

방사성 동위원소 치료에 Au-198, Y-90, Re-186,

P-32, Dy-165, Ho-166등이 이용되고 있으나, 교질(colloid) 형태의 작은 입자 크기로 인해 방사선 누출의 문제로 일부 사용이 제한되어 왔다. 최근 한국 원자력연구소의 원자로인 하나로를 이용하여 Ho-166용액을 만들어 여기에 키틴의 탈아세톤화합물인 키토산 화합물을 표지 하여 국내에 공급하기에 이르렀고, 이때 키토산 화합물은 1-20 μ m 정도인 입자를 제조하여 흡착능의 우수성을 보고하였다¹⁾.

Ho-166은 방사성 동위원소 치료에 이용하기에 몇 가지 장점들을 가지고 있다. 26.8시간의 적절한

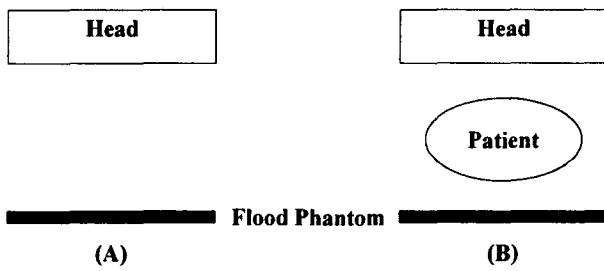


Fig. 1. Imaging set-up for calculation of transmission factors of various ROIs.

반감기를 가지며 최대에너지가 1.85 MeV이고 평균 에너지가 0.66 MeV인 고 에너지 베타 방출체라는 점과 80 keV의 에너지를 갖는 감마선이 방출됨으로써 감마카메라로 쉽게 영상을 얻을 수 있다는 점이다^{2, 5)}.

방사선 동위원소를 이용한 치료에 있어서 특히 베타방출체를 이용할 경우 방사선 도달거리가 매우 짧아 방사선 흡수선량(radiation absorbed dose)을 구하기가 쉽지가 않다. 최근 TLD나 film등을 이용한 흡수선량을 구하는 방법들이 많이 연구되고 있다. 본 연구에서는 감마카메라로 얻은 평면 영상을 이용하여 Ho-166으로 치료한 부위와 그 주변의 정상 장기들의 방사선 흡수선량을 구하였다.

재료 및 방법

Ho-166-CHICO

Ho-166은 한국 원자력 연구소의 하나로를 이용하여 $^{165}\text{Ho}(\text{NO}_3)_3 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ 에 중성자를 충돌시켜 (n, γ) 반응으로 $^{166}\text{Ho}(\text{NO}_3)_3 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ 를 얻어 2ml의 증류수에 녹여 Ho-166 용액을 만든다. Chitosan 용액에 이 $^{166}\text{Ho}(\text{NO}_3)_3 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ 용액을 상온에서 교반하여 Ho-166-CHICO (chitosan complex)를 만든다. Ho-166은 최고에너지가 1.85 MeV이고 평균 에너지가 0.66 MeV인 베타 입자를 방출하며 26.8시간의 반감기를 갖고 Er-166으로 붕괴한다. 아울러 80 keV의 감마선을 방출하므로 감마카메라를 이용한 영상을 얻을 수 있어, 치료 후 이 영상을 이용하여 방사선 흡수선량의 계산에 이용하였다.

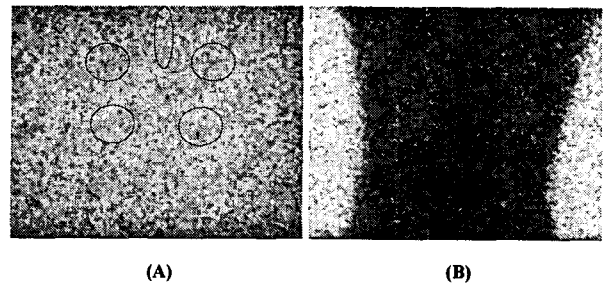


Fig. 2. Transmission images without(A) and with(B) patient.

감마카메라

감마카메라는 Siemens의 2중 head를 가진 Multispect2(Hoffman Estates, IL, USA) 시스템이 이용되었다. 매트릭스 크기는 128 x 128, 콜리메이터는 medium energy collimator, 에너지는 80 keV 창은 20%로 5분간 영상을 획득하였다.

Transmission Factor

선원으로부터 감마카메라의 선단에 도달하기까지 환자에 따라 또는 장기 부위에 따라 감소 되는 비율이 다르다. 따라서 이를 보정하여 주기 위하여 사용될 감마카메라의 Ho-166에 대한 투과인자(transmission factor)를 구하였다⁶⁾. 증류수로 채워진 flood field phantom에 Ho-166을 약 1 mCi정도를 넣고 골고루 희석시켜 그림1 과 같이 위치시키고 환자 있을 때와 없을 때의 영상을 각각 얻었다. 이 영상으로 각 장기에 해당되는 부위에 관심영역(regions of interest; ROIs)을 그려서, 환자 있을 때와 없을 때의 각 영상에서의 ROIs의 비를 구하였다(그림2).

Calibration Factor

영상획득에 사용한 감마카메라의 system sensitivity 즉 calibration factor는 직경이 8.4 cm인 petri-dish에 1.7 mCi의 Ho-166 용액을 넣고 감마카메라의 head 위에 올려놓고 영상을 얻은 후 이 영상으로부터 cpm/ μCi 의 단위로 구하였다. 이 값의 정확도를 구하기 위하여, 미리 Ho-166의 방사능을 아는 선원 즉 구형선원과 형태가 불균일한 선원으로 확인하였다.

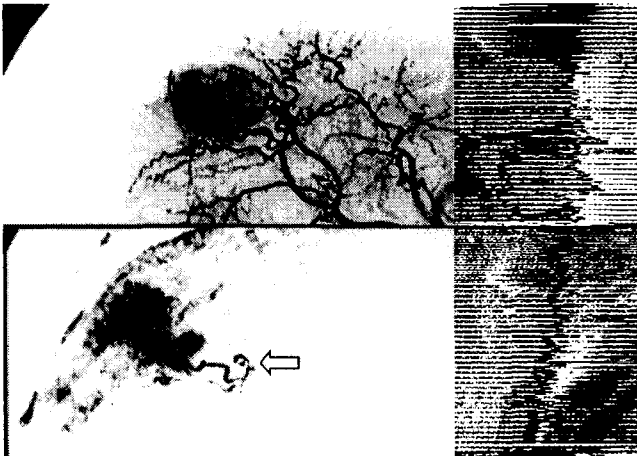


Fig. 3. A fifty nine year-old female patient with hepatocellular carcinoma (HCC) in the right lobe near the dome of diaphragm. Hypervascular HCC is depicted (top) and tumor staining is noted after superselective injection into the tumor feeding vessel. Note Tornado coil embolization (arrow) of the other vessel in order not to deliver Ho-166 into the normal liver tissue.

환자 영상 획득

Ho-166을 주입한 부위를 감마카메라의 중앙 부근에 위치시키고 전면상과 후면상을 동시에 5분간 영상을 획득하였다. 또한 생물학적 반감기를 구하기 위하여 3일 간의 영상을 각각 구하였다. 그림3은 59세 간암 여자 환자로 혈관조영술을 통하여 hepatic arterial branch에 Ho-166-CHICO 1110 MBq(30 mCi)을 주입한 경우이며 그림 4는 3일간의 전·후면상을 각각 5분씩 얻은 그림이다.

방사선 흡수선량의 계산

첫 날 얻은 전면상과 후면상으로부터 각 장기 부위에 ROI를 그려서 각각의 계수율을 구하였다. 이 계수율과 다음 식으로부터 각 부위의 초기 activity를 구하였다.

$$Activity(\mu Ci) = \frac{\sqrt{Ca \times Cp \times TF}}{CF} \tag{1}$$

여기서 Ca와 Cp는 전면상과 후면상의 한 ROI에서의 계수율이고 TF는 미리 구한 그부위의 transmission

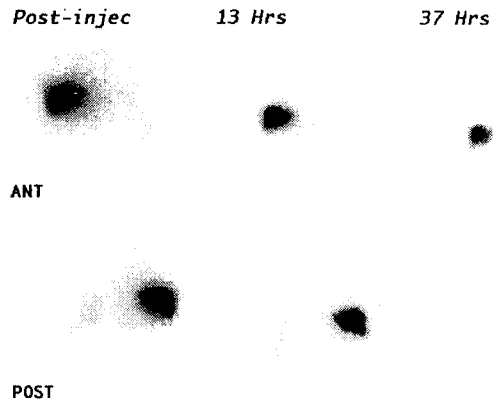


Fig. 4. Serial scans of anterior and posterior simultaneous imaging after the injection of 30 mCi Ho-166-CHICO. Please note good tumor localization upto 37 hrs after the injection.

factor이다. 또한 CF는 calibration factor이다. 방사선 흡수선량은 Marinelli공식⁷⁻⁸⁾에 의하여 각 장기의 값을 구하였다.

$$Dose(cGy) = \frac{73.8 \times E \times Te \times A}{M} \tag{2}$$

여기서 E는 베타입자의 평균 에너지(MeV)이고, Te는 3일간에 걸쳐 구한 유효 반감기(days), A는 초기 방사능, M은 각 부위의 질량(g)이다. 감마선에 의한 흡수선량은 베타입자에 의한 흡수선량에 의한 값보다 매우 적으므로 무시하였다.

결 과

본 연구에 사용한 감마카메라의 Ho-166에 대한 calibration factor값 즉 system sensitivity는 0.55 cps/ μ Ci이었던다. 이 값을 확인하기 위하여 이미 알고 있는 두 개의 선원, 63.6 MBq(1.72 mCi)의 Ho-166이 채워져 있는 구형모양과 40.7 MBq(1.10 mCi)의 Ho-166이 채워져 있는 모양이 불균일한 선원을 이용하여 확인한 결과 선원의 activity가 구형모양은 60.7 MBq(1.64 mCi), 불균일 모양은 43.3 MBq(1.17 mCi)로 계산되어 각각 -4.6과 +6.4%의 차이가 있음을 알았다.

Transmission factor는 환자에 따라 다르지만 1110 MBq(30 mCi)을 주입하여 치료에 임한 간암

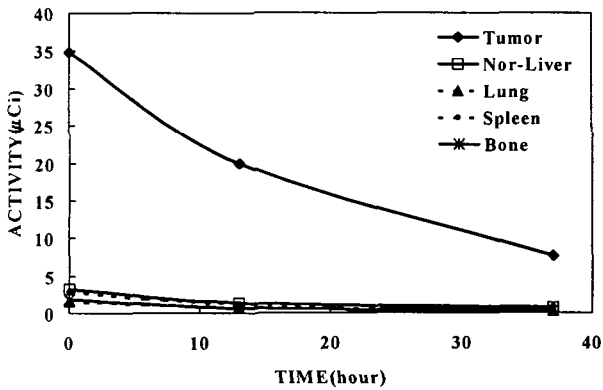


Fig. 5. Clearance pattern of Ho-166 from the tumor and normal surrounding organs. Biologic half-life from the tumor is obtained from the tumor clearance curve.

환자의 경우 간은 4.6, 비장은 4.65, 폐는 3.34, 뼈는 5.65의 값을 보였다.

각 장기에 대한 transmission factor와 영상으로부터 구한 각 장기의 계수율로부터 (1)식의 activity를 3일간의 영상으로부터 구한 각 장기의 유효반감기로부터 (2)식의 방사선 흡수선량(radiation absorbed dose)을 구한 결과, 위에서 기술한 환자의 경우 tumor에는 179.7, 정상간에는 16.3, 비장은 18.5, 폐에는 7.0, 뼈에는 9.0 Gy가 각각 계산되었다. 이를 tumor dose를 100%로 normalization 시킬 경우 정상간, 비장, 폐, 뼈에 각각 9.1, 10.3, 3.9, 5.0%로 분포되었음을 알았다(표1).

고 찰

방사선 동위원소를 이용한 치료가 많이 시행되고 있다. 특히 베타 입자를 방출하는 핵종들은 투과력이

Table 1. Absorbed Doses from Intrahepatic Arterial Administration of Ho-166-CHICO for the therapy of HCC in the Right Lobe

	Absorbed Dose (Gy)	Percentage (%)
Tumor	179.7	100
Nor-Liver	16.3	9.1
Lung	7.0	3.9
Spleen	18.5	10.3
Bone	9.0	5.0

Table 2. Lists of Beta Emitters with Therapeutic Potential (data from ref. 19)

Radionuclide	T _{1/2} (days)	E _{total} (keV)	Δ (g·Gy/MBq·day)
P-32	14.28	695.5	9.615
P-33	25.4	76.6	1.059
Sc-47	3.35	162.6	2.247
Cu-67	2.58	154.1	2.131
As-77	1.62	226.4	3.13
Y-90	2.67	939.1	12.98
Rh-105	1.47	153.5	2.121
Pd-109	0.56	436.6	6.035
Ag-111	7.45	350.9	4.852
Sn-121	1.13	114.5	1.583
I-131	8.02	192.3	2.658
Pr-142	0.8	809.3	11.19
Pr-143	13.57	315.4	4.36
Pm-149	2.21	358.9	4.961
Sm-153	1.95	269.1	3.72
Gd-159	0.77	310.1	4.286
Ho-166	1.12	694.5	9.601
Lu-177	6.71	146.7	2.028
Re-186	3.78	340.8	4.711
Re-188	0.71	778.3	10.76
Ir-194	0.8	802	11.09
Au-199	3.14	142.4	1.969

E_{total} = mean energy emitted per disintegration in the form of beta particles and electrons;

Δ = mean energy emitted per unit cumulated activity, i.e. the equilibrium dose constant

약해 방사선 도달거리가 짧아 병소 내에 직접 주입하여 선택적으로 병소만을 방사선 조사시켜 치료의 효과를 얻고, 주변 정상 조직의 방사선 피폭을 줄일 수 있어 많이 이용되고 있다.

그러나 베타 입자들의 비정거리가 짧아 방사선 흡수선량을 구하기가 쉽지 않다. 각종 TLD를 이용하는 방법^{9,10}, 필름을 이용하는 방법^{9,11}, Monte Carlo simulation에 의한 계산¹² 등이 있고 감마카메라를 이용한 영상을 이용하는 방법들^{6,13-17}이 있다. 이 영상을 이용하는 방법에는 평면 영상을 이용하는 방법과 SPECT 영상을 이용한 방법이 있고 이 두 방법을 연계하는 방법 등이 있다. 본 연구에서는 평면 영상을 이용하여 방사선 흡수선량을 구하였다.

최근 방사성 동위원소를 치료에 많이 이용되는 핵종들 중에서 Mausner와 Srivastana¹⁸⁾는 베타 입자가 방출되는 18종의 핵종을 그것들의 특성과 함께 열거하였고, O'Donoghue¹⁹⁾등은 여기에 4가지 핵종을 추가하여 22종(Table 1)을 tumor의 크기와 치료 핵종들을 관련 지어 설명하였다.

Ho-166은 방사성 동위원소 치료에 이용하기에 몇 가지 장점들을 가지고 있다. 26.8시간의 적절한 반감기를 가지며 최대에너지가 1.85 MeV이고 평균 에너지가 0.66 MeV인 고에너지 베타 방출체라는 점과 80 keV의 에너지를 갖는 감마선이 방출됨으로써 감마카메라로 쉽게 영상을 얻을 수 있다는 점이다.

키토산은 계집질, 새우껍질 및 오징어뼈등의 주 구성성분인 키틴을 탈아세틸화한 것으로 glucosamine이 β -1,4 결합으로 길게 중합되어 있고 금속 양이온과 킬레이트를 잘 형성하며 독성이 매우 적고 생분해성과 생체적합성이 뛰어나 뿐만 아니라 다양한 생체유용성을 나타내므로 이미 식품소재로 널리 쓰이고 있으며 의약품의 첨가제와 인공피부, 인공장기 등 의료용으로 개발이 활발히 진행되고 있는 천연 고분자이다¹⁾.

감마카메라는 전면상과 후면상을 동시에 얻을 수 있는 2중 head를 가진 것을 선택하였고, 콜리메이터는 medium energy, 에너지는 80 keV, 창은 20%로 5분간 영상을 획득하였다. 콜리메이터와 에너지, 에너지 창 선택에 관한 실험결과는 따로 보고되었지만 resolution과 sensitivity등의 평가 결과 Ho-166영상을 얻는데 가장 우수하게 평가되었다. 에너지 스펙트럼 상 50과 80 keV에서 두 개의 peak를 보였다. Ho-166은 Er-166으로 붕괴 되면서 50%는 최대에너지 1.85 MeV, 평균에너지 0.69 MeV를 갖는 베타 입자를 방출하면서 Er-166으로 바로 붕괴하며, 48.7%는 최대에너지 1.77 MeV, 평균에너지 0.65 MeV를 갖는 베타 입자를 방출하면서 Er-166의 안정 상태보다 에너지 준위가 80.58 keV 높은 준위로 베타 붕괴한다. 이 준위에서 1.82 nsec 머물다가 Er-166 안정상태로 떨어지면서 80.58 keV의 감마선을 방출한다. 또한 50 keV 부근에서의 peak는 Er-166에서 $K_{\alpha 1}$ (49.13 keV; 5.0%)과 $K_{\alpha 2}$ (48,22keV; 2.8%)의 characteristic x-ray가 발생한다^{3,4)}. 따라서 두 개의 peak가 보임을 알 수 있다.

선원으로부터 감마카메라의 선단에 도달하기까지

환자에 따라 또는 장기 부위에 따라 감쇠 되는 비율이 다르다. 따라서 이를 보정하여 주기 위하여 사용될 감마카메라의 Ho-166에 대한 투과인자(transmission factor)를 구하였다. 먼저 환자에게 Ho-CHICO를 주입하기 전에 Ho-166이 채워진 flood field phantom을 놓고 영상을 얻고 그 사이에 환자를 올려놓고 영상을 얻어 각 장기에 해당되는 부위에 관심영역(regions of interest; ROIs)을 그려서, 환자 있을 때와 없을 때의 각 영상에서의 ROIs의 비를 구하였다. 혈관조영술이나 CT를 이용하여 Ho-CHICO 주입용 catheter를 부착한 후 핵의학과에서 촬영을 할 경우에는 환자를 카메라 시스템의 table에 위치시킨 후 위에 기술한 투과인자 계산용 영상들을 구하고 환자위치의 변동 없이 Ho-CHICO를 주입한 후 Ho 영상을 구하면 투과인자의 값의 오차가 적다. 그러나 catheter를 뽑은 상태에서 환자를 핵의학과로 이동시 치료 부위의 변경 등의 이유로 치료 전에 미리 투과인자용 영상을 얻은 후 혈관조영술이나 CT로 치료 부위를 찾아 바로 Ho-CHICO를 주입 할 경우에는 환자의 위치가 달라졌기 때문에 투과인자 값의 오차가 있을 수 있다. 이러한 번거로운 절차로 많은 환자의 신장과 체중으로 각 장기위치의 둘레 모양을 추산하여 환자 깊이를 계산하여 감쇠보정계수를 이용하여 투과인자를 구하는 방법이 있겠으나 더욱더 많은 연구가 필요하겠다.

방사선 흡수선량의 계산은 Marinelli의 공식에 의하여 각 장기들의 값을 구하였다. 방사선 흡수선량의 계산은 Medical Internal Radiation Dose(MIRD) 공식 즉,

$$D(cGy) = A_0 T_T (\Delta_{np} \phi_{np}) / m_T \quad (3)$$

으로부터 구한 값과 비교하였다. 여기서 A_0 는 초기 주입 방사능(Bq), $T_T = 1.44(T_{1/2})_{eff}(\text{sec})$, Δ_{np} 는 mean energy emitted per unit cumulated activity, ϕ_{np} 는 absorbed fraction for non-penetrating emissions, m_T 는 mass of tumor (kg)이다. Ho-166의 경우 Δ_{np} 는 $1.11 \times 10^{-13} \text{ kg} \cdot \text{Gy/Bq} \cdot \text{sec}$ 이다. 방사선 흡수선량의 계산 값은 Marinelli의 공식과 MIRD 공식에 의한 값은 0.1%의 오차로 계산되었다. 감마선에 의한 흡수선량은 베타입자에 의한 흡수선

량에 의한 값보다 매우 적으므로 무시하였다. 3일간의 영상으로부터 얻은 각 장기에 대한 계수율로부터 time activity curve(그림5)를 그려 최소자승법으로 구한 붕괴상수를 구하여 유효반감기를 구하였다. 1110 MBq의 Ho-166-CHICO를 혈관조영술을 통하여 주입한 환자의 경우 tumor에는 179.7, 정상간에는 16.3, 비장은 18.5, 폐에는 7.0, 뼈에는 9.0 Gy가 각각 계산되었다. 이를 tumor dose에 100%로 normalization 시킬 경우 정상간, 비장, 폐, 뼈에 각각 9.1, 10.3, 3.9, 5.0%로 분포되었음을 알았다(표1). 이는 tumor dose 뿐만이 아니고 주변 주요 위험장기(critical organ)에 대한 방사선 흡수선량을 3일간의 전·후면 평면영상으로 얻을 수 있음을 보여준다. 따라서 주변 주요 위험 장기의 한계선량에 맞는 주입할 양을 결정하는데 기초 자료가 될 수 있음을 보여준다.

결 론

베타 방출 핵종들은 투과력이 약해 방사선 도달거리(range)가 짧아 병소내에 직접 주입하여 선택적으로 병소만을 조사하여 치료의 효과를 얻을 수 있고 주변 정상 조직의 방사선 피폭을 줄일 수 있다. 치료 부위 외의 다른 장기로의 누출을 이유로 사용에 제한점이 있었다. 최근 한국 원자력연구소의 원자로인 하나로를 이용하여 Ho-166용액을 만들어 여기에 키틴의 탈아세톤화합물인 키토산 화합물을 표지하여 국내에 공급하기에 이르렀고, 이 키토산 화합물은 흡착능의 우수성을 보고하였다. Ho-166은 방사성 동위원소 치료에 이용하기에 몇 가지 장점들을 가지고 있다. 즉 고에너지 베타 방출체라는 점과 일부 감마선이 방출됨으로써 감마카메라로 쉽게 영상을 얻을 수 있다는 점이다. 본 연구에서는 감마카메라로 얻은 평면 영상을 이용하여 Ho-166으로 치료한 부위와 그 주변의 정상 장기들의 방사선 흡수선량을 구하였다. 그 결과 tumor dose 뿐만이 아니고 주변 주요 위험장기(critical organ)에 대한 방사선 흡수선량을 전·후면 평면영상으로 얻을 수 있음을 보여 줌으로써 평면영상법을 이용한 dosimetry의 가능성을 보았다. 또한 주변 주요 위험 장기의 한계선량에 맞는 주입할 양을 결정하는데 기초 자료가 될 수 있음을 보여준다.

참고문헌

1. 박경배, 김영미, 신병철 등: 새로운 내부 방사선 치료용 ^{166}Ho -Chitosan 착물 및 그 응집입자의 제조에 관한 연구. 대한핵의학회지 30(3):351-360 (1996)
2. Calhoun J.M., Cessna J.T., Coursey B.M. et.al.: Standardization of holmium-166 by the CIEMAT/NIST liquid scintillation efficiency-tracing method. Radioactivity and Radiochemistry 2:38-45 (1992)
3. Browne E., Firestone R.B.: *Table of radioactive isotopes*. Wiley-Interscience, New York, 1986
4. Firestone R.B.: *Table of isotopes*. Wiley-Interscience, New York, 1996
5. Bayouth J.E., Macey D.J., Kasi L.P., et. al.: Pharmacokinetics, dosimetry and toxicity of Holmium-166-DOTMP for bone marrow ablation in multiple myeloma. J. Nucl. Med. 36:730-737(1995)
6. Madsen M.T., Park C.H., Thakur M.L.: Dosimetry of Iodine-131 ethiodol in the treatment of hepatoma. J. Nucl. Med. 29:1038-1044(1988)
7. Marinelli L.D., Quimby E.H., Hine G.J.: Dosage determination with radioactive isotopes: I. Fundamental dosage formule. Nucleonics 2:56-66 (1948)
8. Early P.J.: Dosimetry. In: Early P.J., Sodde D.B.(ed) *Principles and Practice of Nuclear Medicine 2nd ed.* Mosby, St. Louis, pp 81 (1995)
9. Griffith M.H., Yorke E.D. Wessels B.W., et.al.: Direct dose confirmation of quantitative autoradiography with micro-TLD measurements for radioimmunotherapy. J. Nucl. Med. 29:1795-1809 (1988)
10. Wessels B.W., Griffith M.H.: Miniature thermoluminescent dosimeter absorbed dose measurements in tumor phantom models. J. Nucl. Med. 27:1308-1314 (1986)
11. Eklund K.E., Williams J.R.: A method for

- quantitative autoradiography over stained sections of tumors exposed in vivo to radiolabeled antibodies. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 21:1635-1642 (1992)
12. Johnson J.C., Langhorst S.M., Loyalka S.K., et. al.: Calculation of radiation dose at a bone-to-marrow interface using Monte Carlo modeling techniques(EGS4). *J. Nucl. Med.* 33: 623-628 (1992)
13. Nakajo M., Kobayashi H., Shimabukuro K., et. al.: Biodistribution and in vivo kinetics of Iodine-131 lipiodol infused via the hepatic artery of patients with hepatic cancer. *J. Nucl. Med.* 29:1066-1077 (1988)
14. Siegel J.A., Khan S.H.: Body contour determination and validation for bremsstrahlung SPECT imaging. *J. Nucl. Med.* 37:495-497 (1996)
15. Siegel J.A.: Quantitative bremsstrahlung SPECT imaging: attenuation-corrected activity determination. *J. Nucl. Med.* 35:1213-1216 (1994)
16. Zaidi H.: Comparative methods for quantifying thyroid volume using planar imaging and SPECT. *J. Nucl. Med.* 37:1421-1426 (1996)
17. Zanzonico P.B, Bigler R.E., Sgouros G., et. al.: Quantitative SPECT in radiation dosimetry. *Seminars in Nuclear Medicine* 19:47-61 (1989)
18. Mausner L.F., Srivastana S.C.: Radionuclide for radioimmunotherapy. *Med. Phys.* 20:503-509 (1993)
19. O'Donoghue J.A., Bardiès M., Wheldon T.E.: Relations between tumor size and curability for uniformly targeted therapy with beta-emitting radionuclides. *J. Nucl. Med.* 36:1902-1909 (1996)

Radiation Absorbed Dose Calculation Using Planar Images after Ho-166-CHICO Therapy

Chul W. Joh, Chan H. Park, Jae H. Won*, Hee J. Wang[†],
Young M. Kim[†], Kyung B. Park[†] and Byung K. Lee[§]

*Departments of Nuclear Medicine, *Diagnostic Radiology and [†]Surgery,
Ajou University School of Medicine, Suwon*

[†]*Korea Atomic Energy Research Institute, Taejon and*

[§]*Department of Physics, Kangwon National University*

Ho-166 was produced by neutron reaction in a reactor at the Korea Atomic Energy Institute (Taejon, Korea). Ho-166 emits a high energy beta particles with a maximum energy of 1.85 MeV and small proportion of gamma rays (80 keV). Therefore, the radiation absorbed dose estimation could be based on the in-vivo quantification of the activity in tumors from the gamma camera images. Approximately 1 mCi of Ho-166 in solution was mixed into the flood phantom and planar scintigraphic images were acquired with and without patient interposed between the phantom and scintillation camera. Transmission factor over an area of interest was calculated from the ratio of counts in selected regions of the two images described above. A dual-head gamma camera(Multispect2, Siemens, Hoffman Estates, IL, USA) equipped with medium energy collimators was utilized for imaging(80 keV \pm 10%). Fifty-nine year old female patient with hepatoma was enrolled into the therapeutic protocol after the informed consent obtained. Thirty millicuries(1110MBq) of Ho-166-CHICO was injected into the right hepatic arterial branch supplying hepatoma. When the injection was completed, anterior and posterior scintigraphic views of the chest and pelvic regions were obtained for 3 successive days. Regions of interest (ROIs) were drawn over the organs in both the anterior and posterior views. The activity in those ROIs was estimated from geometric mean, calibration factor and transmission factors. Absorbed dose was calculated using the Marinelli formula and Medical Internal Radiation Dose (MIRD) schema. Tumor dose of the patient treated with 1110 MBq(30 mCi) Ho-166 was calculated to be 179.7 Gy. Dose distribution to normal liver, spleen, lung and bone was 9.1, 10.3, 3.9, 5.0 % of the tumor dose respectively. In conclusion, tumor dose and absorbed dose to surrounding structures were calculated by daily external imaging after the Ho-166 therapy for hepatoma. In order to limit the thresholding dose to each surrounding organ, absorbed dose calculation provides useful information.

Key Word : Ho-166, Radiation Absorbed Dose, Planar Image