

관상동맥 재협착 방지를 위한 치료에서 ^{32}P 핵종의 선원 형태에 따른 선량분포에 관한 연구

한국원자력연구소 하나로센터 동위원소·방사선 응용연구팀
대전광역시 유성구 덕진동 150

김경화, 김영미, 박경배

본 연구에서는 β 선 방출 동위원소들 중에서 ^{32}P 로부터 방출되는 β 선에 의한 흡수선량 분포를 방사선원의 형태와 기하학적인 조건을 달리하여 컴퓨터를 이용한 모사실험을 통해 예측함으로써 balloon catheter 및 radioactive stent의 이용과 관련된 정보를 얻고자한다. ^{32}P 로부터 방출된 β 선이 인체내에서 에너지를 전달하는 과정에 대한 모사실험은 EGS4 code system을 이용하여 수행되었다. 인체내의 방사선 흡수선량은 선원의 형태와 위치를 고려하여 축방향과 반경방향으로 등간격으로 나누어 각 격자에서 계산되었다. ^{32}P 에서 방출되는 β 선 에너지는 Coulomb 포텐셜에 대한 Dirac방정식의 해를 이용하여 계산된 β 선 스펙트럼의 결과를 사용하여 무작위로 선정되었다. 체적선원과 표면선원에서 시료 표면으로부터 반경방향으로 깊이 0.5 mm내에 있는 표적체에서의 선량률은 각각 12.133 cGy/s per GBq (0.449 cGy/s per mCi, uncertainty: 1.51%)와 24.732 cGy/s per GBq (0.915 cGy/s per mCi, uncertainty: 1.01%)이다. 선량률은 시료표면으로부터 축방향과 반경방향으로의 거리에 따라 감소한다. 본 연구 결과를 근거로하여 balloon catheter 및 radioactive stent에 ^{32}P 핵종을 사용할 때 치료선량을 20 Gy로 할 경우 치료에 적합한 초기 방사능량은 각각 29.69 mCi(치료시간을 3분으로 제한할 때)와 1.2278 μCi (영구삽입)로 계산되었다. 또한 원통형 체적선원과 표면선원에 대하여 초기방사능의 크기를 1 mCi/ml의 방사능 체적 밀도와 0.1 mCi/cm²의 방사능 면 밀도로 나타내었을 때 각 표적체에서의 흡수선량률을 계산하였다. 동일한 값의 방사능 체적 밀도와 방사능 면 밀도는 크기가 다른 모델에 대해서 비슷한 크기의 흡수선량을 유도하므로 ^{32}P 방사선원의 초기 방사능 체적 밀도와 초기 방사능 면 밀도를 알고 있을 때 본 연구의 계산 결과를 이용하면 직경과 길이가 다른 ^{32}P 핵종의 원통형 모델 주위의 흡수선량 분포를 쉽게 계산할 수 있다.

서 론

경피적 관동맥 확장성형술(PTCA, Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty)이나 stent 삽입 등의 방법을 이용하여 관상동맥의 협착성 질환을 치료한 후에 환자들의 40% 이상이 경험하게 되는 재협착은 현재 심장학에서 중요한 문제가 되고 있다. 여러 가지 생리학적인 과정들이 재협착에 기여하지만 vascular remodeling과 치료된 동맥의 elastic recoil과 상처 입은 smooth muscle cell의 비정상적인 증식이 (혈관내 증식, neointimal hyperplasia) 재협착의 주된 원인이 된다.¹⁻³⁾

임상적으로 재협착을 줄이기 위하여 항혈소판제^{4,5)}, 항응고제⁶⁻⁸⁾, 스테로이드제⁹⁾, calcium channel blockers¹⁰⁾, colchicine¹¹⁾ 등을 이용하여 시행된 사람에서의 많은 연구에서 아직 재협착을 줄인다는 약제나 방법 등은 밝혀져 있지 않다¹²⁾.

관상동맥폐쇄가 악성이 아닌 질병이라 할지라도 혈관내 조사는 (endovascular irradiation)는 세포 성장을 억제하거나 지연시킬 수 있으므로 재협착을 방지할 수 있다. 동물 관상 모델에서의 최근 실험들은 balloon catheter를 고에너지 β -선 방출선원으로 채우거나 영구적인 radioactive coronary stent의 삽입이 재협착을 감소시키는 것으로 보고하였다^{13,14)}. ^{32}P ,

⁸⁹Sr, ⁹⁰Y, ¹⁶⁵Dy, ¹⁶⁶Ho, ¹⁸⁶Re, ¹⁹⁸Au 등의 β-선 방출 동위원소들을 이용한 내부 방사선 치료법은 치료과정이 단순하고 비침습적일 뿐만아니라 뼈나 연조직이 β-선의 물리적 특성에 의해 부작용을 받지 않는 장점을 가지고 있으므로 치료에 매우 효과적이다. 따라서 본 연구에서는 ³²P로부터 방출되는 β-선에 의한 흡수선량을 방사선원의 형태와 기하학적인 조건을 달리하여 컴퓨터를 이용한 모사실험을 통해 예측함으로써 balloon catheter 및 radioactive stent의 이용과 관련된 정보를 얻고자한다. ³²P는 반감기가 비교적 짧고(14.28 day)¹⁵⁾ 액체상태로 이용가능하며 항체에 대한 결합(binding)특성 때문에 방사면역치료에 자주 사용되는 핵종이다.

직경이 2-4 mm이고 20-30 mm 길이를 갖는 동맥벽에 revascularization을 위해서 혈관속에 radioactive stent나 balloon catheter가 삽입되므로 선원은 직경 3mm, 길이 20mm의 원통형 표면선원과 체적선원으로 표현되었다. ³²P 원통형 체적 선원과 표면 선원에 대하여 액체 물(H₂O)에서의 에너지 전달 과정을 모사하는데에는 EGS4 code system이 사용되었다. 본 연구에서는 방사선량에 관한 정보를 제공하여 치료에 적합한 방사능량을 결정하고자 한다. 즉 체내에 주입되는 방사능량과 흡수선량과의 관계를 평가함으로써 원하는 흡수선량을 유도하기 위해 요구되는 체내에 주입되는 방사능량을 결정할 수 있다.

이 론

EGS(Electron Gamma Shower) code system^{16,17)}은 고에너지의 전자-양전자 충돌을 연구하던 미국의 스탠포드 가속기연구소에서 개발되었으며 그동안 4번의 수정을 통하여 저에너지 영역에서의 방사선차폐나 선량의 계산, 특히 방사선 의학물리 연구에 많이 이용되고 있다. EGS4 code system은 광자와 전자의 electromagnetic cascade 현상을 표현한 Monte Carlo 전산코드로 일차원, 이차원과 삼차원의 기하학적 구조에 대해 광자와 전자의 연계수송이 가능하다. 수송가능한 에너지 범위는 광자의 경우 1 keV에서부터 수천 GeV까지이며 전자의 경우는 10 keV에서부터 수천 GeV까지이다. EGS4는 문지방 이상의 에너지(variable name AE for electrons in the

EGS4 system)를 갖는 입자에 의한 이차 방사선들(knock-on electrons 혹은 bremsstrahlung)의 생성이 분명하게 모델화되는 Class II Monte Carlo Code이며, 전자 수송의 경우 한 step동안에 에너지 손실을 허용하지 않도록 제한된 수송 step size(variable name ESTEPE in the EGS4 system)를 갖는 Moliere multiple scattering에 의하여 지배를 받는다.

전체 EGS4 code system은 크게 3개의 전산코드로 구성되어 있다.

가) EGS4 Code : 광자와 전자의 수송 ROUTINE과 부수적인 프로그램으로 구성되어 있다.

Subroutines

HATCH	--to establish media data
SHOWER	--to initiate the cascade
HOWFAR	--to specify the geometry
AUSGAB	--to score and output the result

나) PEGS4 Code : 물질자료(단면적 자료등)의 생성을 위한 전산코드

PEGS4 (Preprocessor for EGS4) Code는 EGS4에 종속되어 있지 않은 독자적인 Code이다. PEGS4 Code의 주목적은 EGS4 Code의 운영에 필요한 물질자료를, 즉 전자와 광자의 각 반응에 대한 입사단면적 자료, 전자의 stopping power, 확률밀도함수(PDF, Probability Density Function) 등을 생성하는데 있다. PEGS4 Code는 주프로그램, 블록자료, 12개의 부프로그램 그리고 82개의 함수를 포함한 4200줄의 MORTRAN문으로 구성되어 있다.

다) MORTRAN3 Processor: 확장FORTRAN 언어인 MORTRAN 언어로 작성된 프로그램을 FORTRAN 프로그램으로 바꾸어주는 처리자 FORTRAN 언어를 위한 선행처리자인 MORTRAN3는 1966년 ANSI FORTRAN IV

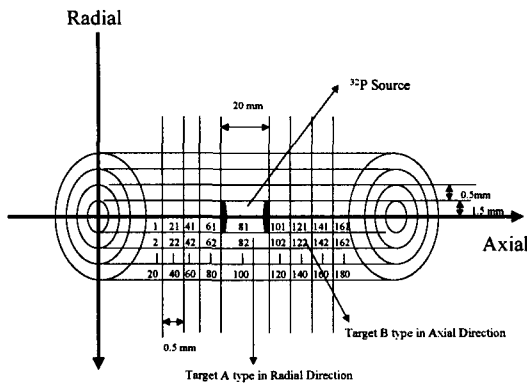


Fig. 1. Geometrical model for EGS4 simulation.

와 1977년 ANSI 표준 FORTRAN 77로 작성되어 있다.

방 법

^{32}P 동위원소로부터 방출된 β -선이 인체내에서 에너지를 전달하는 과정에 대한 모사실험은 Monte Carlo 방법을 채택한 EGS4 code system^{16,17)}을 이용하여 수행되었다.

계산에 이용된 기하학적인 모델은 방사선원의 위치와 함께 Fig. 1에 나타내었다.

방사선원은 직경 3mm, 길이 20mm의 원기둥 모양의 체적선원, 표면선원을 고려하였으며, 체적선원의 경우는 balloon 삽입시 balloon내에 wire 관이 존재하므로 선원 내부에 직경 1 mm, 높이 20 mm의 관을 설정하였다. 선원은 체적과 표면둘레에 균일하게 분포하는 것으로 가정하였으며 표적체는 반경방향과 축방향에 따라 두 가지 유형으로 설계하였다. 선원을 중심으로 반경방향과 축방향으로 각 0.5 mm 간격으로 20개(Target A type)와 10개(Target B type)씩 격자를 나누어 각 격자에 대하여 방사능 주입량에 대한 인체내의 방사선 흡수선량을 계산하였다. 인체내에서 입자 이동을 시뮬레이션하는 데에는 액체 물이 사용되었다. Soft tissue를 대신하여 물을 사용한 것은 상호작용 단면적과 저지능이 유사하기 때문이다.

^{32}P 에서 방출되는 β -선 에너지는 스펙트럼의 확률분포를 근거로 하여 무작위로 선정되었다. 방사선

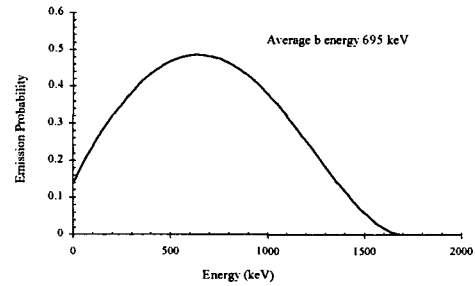


Fig. 2. Beta spectrum of ^{32}P source, which is evaluated by the solution of Dirac equation for Coulomb potential.

원의 초기 방출방향과 위치 또한 무작위로 선정되었는데 방향은 등방성, 위치는 선원의 체적내(직경 1 mm 원기둥 외부와 직경 3 mm 원기둥 내부)와 표면둘레에만 있도록 하였다. β -선 에너지 스펙트럼은 Coulomb 포텐셜에 대한 Dirac 방정식의 해를 이용하여 계산된 결과를 사용하였으며^{18,19)} 사용된 β 선 에너지 스펙트럼은 Fig. 2에 나타내었다.

본 논문에 보고된 EGS4 시뮬레이션 결과들은 ESTEPE는 0.02 그리고 AE는 10 keV로 설정하여 얻었다.

흡수선량계산에서 불확도는 10000 decays를 400 batch 돌림으로써(400만 histories) 각 영역에 전달된 에너지의 standard deviation으로부터 구하였다.

결 과

EGS4 code system을 사용하여 액체 물에 대하여 ^{32}P 원통형시료 주위의 각 표적체에서(Target number :82, 83, 84, 85, 86, 87, 88과 101, 121, 141, 161) 계산된 반경방향과 축방향의 선량률분포를 각각 Fig. 3과 Fig. 4에 나타내었다. ▲는 체적선원에 대하여 계산된 결과이며 ■는 표면선원에 대한 것이다. Fig. 1에 나타낸 바와 같이 선원을 중심으로 축방향을 따라서 좌우 영역에 위치한 격자들은 서로 대칭이므로 Fig. 4에는 선원의 오른쪽에 위치한 격자들에 대한 흡수선량률만을 나타내었다. 두 가지 선원 모두 축방향과 반경방향의 거리에 따라 감소함을 알 수 있다. Fig. 3에서 선원표면으로부터 반경방

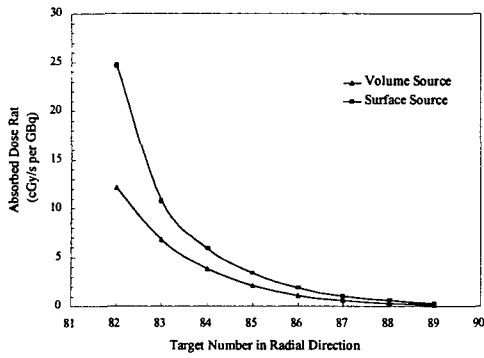


Fig. 3. Absorbed dose rate in A type target depth in radial direction from cylindrical source.

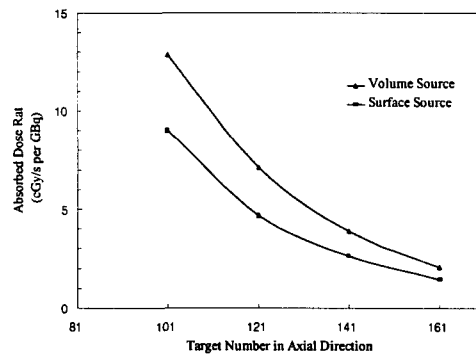


Fig. 4. Absorbed dose rate in B type target depth in axial direction from cylindrical source.

향으로 4mm 이상 떨어진 표적체들에서의 흡수선량률은 깊이 0.5 mm 이내의 표적체에서의 선량에 대비하여 그 크기가 0.3%이하로 감소되었으므로 나타내지 않았다. 체적선원의 경우(balloon catheter) 시료 표면에서 반경방향으로 깊이 0.5 mm내에 있는 표적체(Target No. 82)에서의 흡수선량률은 12.133 cGy/s per GBq (0.449 cGy/s per mCi, Uncertainty: 1.51%)이고, 그 값은 초기 방사능이 20 mCi인 시료의 경우에 5분 이내에 재협착을 억제하기에 충분한 치료선량인 20 Gy의 delivery를 가능하게 한다. 시료 표면으로부터 반경방향으로 깊이 4 mm까지의 표적체들에 흡수되는 선량을 100%로 보았을 때 선량의 85%가 깊이 1.5 mm내에 있는 표적체들에 축적되었으며, 깊이 2.0 mm부터 4.0 mm 내에 위치한 표적체

들에는 선량의 15%가 축적되었다. 표면선원의 경우 (radioactive stent) 시료 표면에서 반경방향으로 깊이 0.5 mm내의 표적체(Target No. 101)에서의 흡수선량률이 24.732 cGy/s per GBq (0.915 cGy/s per mCi, Uncertainty: 1.01%)이므로 stent를 영구 삽입 시 $\int_0^{\infty} e^{-\lambda t} dt = 1/\lambda$ 의 시간 factor (여기서 λ 는 붕괴상수)를 고려하여 치료선량이 20 Gy가 되도록 하려면 1.2278 μ Ci의 초기 방사능 값이 필요하다. 또한 본 연구에 사용된 원통형 체적선원과 표면선원에 대하여 초기 방사능의 크기를 방사능 체적 밀도와 방사능 면 밀도로 나타내었을 때 각 표적체에서의 흡수선량률을 계산하여 각각 Table 1과 Table 2에 나타내었다. 1 mCi/ml의 방사능 체적 밀도와 0.1

Table 1. Absorbed dose rate in targets depth in radial direction when 1 mCi/ml volume activity density of ³²P is uniformly distributed in the cylindrical volume source.

Target Depth in Radial Direction (mm)	Absorbed Dose Rate (cGy/s)	Uncertainty (%)
0.0 - 0.5	5.6383 X 10 ⁻²	1.51
0.5 - 1.0	3.1613 X 10 ⁻²	1.95
1.0 - 1.5	1.7756 X 10 ⁻²	2.53
1.5 - 2.0	0.9764 X 10 ⁻²	3.28
2.0 - 2.5	0.5164 X 10 ⁻²	4.26
2.5 - 3.0	0.2569 X 10 ⁻²	4.99
3.0 - 3.5	0.1188 X 10 ⁻²	7.55
3.5 - 4.0	0.0492 X 10 ⁻²	10.94

Table 2. Absorbed dose rate in targets depth in radial direction when 0.1 mCi/cm² area activity density of ³²P is uniformly distributed in the cylindrical surface source.

Target Depth in Radial Direction (mm)	Absorbed Dose Rate (cGy/s)	Uncertainty (%)
0.0 - 0.5	17.2404 X 10 ⁻²	1.01
0.5 - 1.0	7.4949 X 10 ⁻²	1.40
1.0 - 1.5	4.1116 X 10 ⁻²	1.92
1.5 - 2.0	2.3339 X 10 ⁻²	2.30
2.0 - 2.5	1.3208 X 10 ⁻²	3.08
2.5 - 3.0	0.7299 X 10 ⁻²	3.78
3.0 - 3.5	0.3886 X 10 ⁻²	5.23
3.5 - 4.0	0.1963 X 10 ⁻²	7.11

mCi/cm^2 의 방사능 면밀도가 고려되었다. 선원의 직경과 길이를 변화시켜서 동일한 방사능 체적 밀도와 방사능 면 밀도에 대하여 흡수선량을 계산한 결과 동일한 표적체에서 비슷한 크기의 흡수선량을 유도함을 알 수 있었다.

고 찰

경피적 관상동맥 확장성형술(PTCA, Percutaneous transluminal coronary angioplasty)후의 재협착을 방지하기 위한 radiation therapy 응용에 관심이 고조되고 있다.

관상동맥 재협착 방지를 위해 사용되는 balloon catheter 및 radioactive stent와 관련된 정보를 얻기 위하여 ^{32}P 를 방사선원으로 사용하였을 때 EGS4 code system을 이용하여 액체 물에서 ^{32}P 로부터 방출되는 β 선에 의한 흡수선량 분포를 방사선원의 형태와 기하학적인 조건을 달리하여 계산하였다.

투여하는 방사선의 용량과 조직반응과의 관련성에 관한 여러 in vivo연구²⁰⁻²³⁾에서 15-20 Gy 정도의 방사선 투여가 충분한 생물학적 손상을 유발하여 혈관내 증식을 의의 있게 감소시킴을 보고하였으므로 본 연구에서는 적합한 치료선량을 20 Gy로 가정하여 선원의 초기 방사능 값을 구하였다.

체적선원과 표면선원 모두 선량률이 시료표면으로부터 반경방향과 축방향으로의 거리에 따라 감소하였으며 체적선원의 경우에는 반경방향과 축방향의 거리에 따른 선량감소율이 거의 비슷하였으나 표면선원은 선원이 표면 둘레에만 존재하므로 축방향으로의 거리에 따른 감소율이 더 큼을 알 수 있었다.

본 연구 결과는 0.5mm 두께를 갖는 표적체내에 흡수되는 선량률(1.5 mm에 위치한 표적체의 선량률: 5.898 cGy/s per GBq) 이므로 같은 깊이에 위치한 표적체의 두께가 0.4 mm, 0.3 mm, 0.2 mm, 0.1 mm 인 경우를 고려하여 각각 5.566, 5.236, 4.952와 4.678 cGy/s per GBq의 값을 얻었다. 표적의 두께가 0.1 mm씩 감소함에 따라 약 0.3 cGy/s per GBq 감소하게 된다.

또한 직경이 3 mm이고 길이가 20 mm인 원통형 체적선원과 표면선원에 대하여 초기방사능의 크기를 1 mCi/ml의 방사능 체적 밀도와 0.1 mCi/cm²의 방사능 면 밀도로 나타내었을 때 각 표적체에서의 흡

수선량을 계산하였다. 동일한 값의 방사능 체적 밀도와 방사능 면 밀도는 동일한 핵종의 방사선원을 사용할 경우 크기가 다른 원통형 모델에 대하여 비슷한 크기의 흡수선량을 유도하므로 초기 방사능 체적 밀도와 초기 방사능 면 밀도를 알고 있을 때 본 연구의 계산 결과를 이용하여 원하는 표적체의 위치에서 흡수선량을 계산할 수 있다.

감사의 글

본 연구는 과학기술부의 지원을 받은 원자력중장기 과제의 일부로 수행되었습니다.

참고 문헌

- 1) Prestwich W.V., Kus F.W.: The dose distribution produced by a ^{32}P -coated stent. *Med. Phys.* 22:313-320 (1995)
- 2) Amols H.I., Reinstein L.E., Weinberger J.: Dosimetry of a radioactive coronary balloon dilatation catheter for treatment of neointimal hyperplasia. *Med. Phys.* 23:1783-1788 (1996)
- 3) Prestwich W.V.: Analytic representation of the dose from a ^{32}P -coated stent. *Med. Phys.* 23: 9-13 (1996)
- 4) Schwartz L., Bourassa M.G., Lesperance J., et al.: Aspirin and dipyridamole in the prevention of restenosis after percutaneous transluminal coronary angioplasty. *N. Engl. J. Med.* 318: 1714-1719 (1988)
- 5) Chesebro J.H., Webster M.W., Zoldhelyi P., et al.: Antithrombotic therapy and progression of coronary artery disease. *Circulation* 86(suppl VI):100-110 (1992)
- 6) Thronton M.A., Gruenzing A.R., Hollman J., et al.: Coumadi and aspirin in prevention of recurrence after transluminal coronary angioplasty: A randomized study. *Circulation* 69:721-727 (1984)
- 7) Clows A.W., Karnowsky M.J.: Suppression by heparin of smooth muscle cell proliferation in injured arteries. *Nature* 265:625-626 (1977)

- 8) Ellis S.G., Roubin G.S., Wilentz J., et al.: Effect of 18 to 24 hour heparin administration for prevention of restenosis after uncomplicated coronary angioplasty. *AM. Heart J.* 117:777-782 (1989)
- 9) Pepine, Hirshteld J.W., Macdonaid R.G., et al.: A controlled trial of corticosteroids to prevent restenosis after coronary angioplasty. *Circulation* 81:1753-1761 (1990)
- 10) Okeefe J.H., Ororgi L.V., Hartzler G.O., et al.: Effect of diltiazem on complications and restenosis after coronary angioplasty: a randomized blinded study placebo-controlled trial. *J. Am. Coll. Cardiol.* 67:373-376 (1991)
- 11) Okeefe J.H., McCaillster B.D., Bateman T.M., et al.: Ineffectiveness of colchicine for the prevention of restenosis after coronary angioplasty. *J. Am. Col. Cardiol.* 19:1597-1600 (1992)
- 12) 김한수, 윤명호, 박경배 등: 백서 경동맥에서 Balloon Injury에 의한 혈관내 증식반응과 방사선 치료의 효과. *순환기* 28:173-182 (1998)
- 13) Wiederman J., Marobe C., Amols H., et al.: Intracoronary irradiation markedly reduces restenosis after balloon angioplasty in a porcine model. *J. Am. Col. Cardiol* 23:1491-1498 (1994)
- 14) Bottcher H.D., Schopohl B., Liermann D., et al.: Endovascular irradiation- a new method to avoid recurrent stenosis after stent implantation in peripheral arteries: technique and preliminary results. *Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.* 29:183-186 (1994)
- 15) Edgardo B., Richard B.F.: *Table of Radioactive Isotopes*. John Willy and Sons, Inc. pp.32-2 (1986)
- 16) Nelson W.R., Hirayama H., Rogers D.W.O.: The EGS4 Code System. Stanford Linear Accelerator Report. SLAC-265 (1985)
- 17) Nelson W.R., Hirayama H., Rogers D.W.O.: EGS4 user manual. Stanford Linear Accelerator Report. SLAC-265 Appendix2 (1995)
- 18) 이철영, 김경화, 박경배 등: Beta-spectra for the radionuclides in medicine. *의학물리* 9:37-46 (1999)
- 19) Yi C.Y., Park K.B., Han H.s., et al.: Calculation of Mass Attenuation Coefficient of Beta-Particles. *Radiation Production Dosimetry* 78:221-229 (1998)
- 20) Withers H.R., Mason K., Reid B.O., et al.: Response of mouse intestine to neutrons and gamma rays in relation to dose fractionation and division cycle. *Cancer* 34:39-47 (1974)
- 21) Thames H.D., Withers H.R., Mason K., et al.: Dose-survival characteristics of mouse jejunal crypt cells. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 7:1591-1597 (1981)
- 22) Withers H.R.: The dose survival relationship for irradiation of epithelial cells of mouse skin. *Br. J. Radiat.* 40:187-194 (1967)
- 23) Withers H.R., Hunter N., Mason K., et al.: Radiation survival and regeneration of spermatogenic stem cells of mouse testis. *Radiat. Res.* 57:88-103 (1974)

A Study on the dose distribution produced by ^{32}P source form in treatment for inhibiting restenosis of coronary artery

Kyung-Hwa Kim, Young-Mi Kim, Kyung-Bae Park

*Korea Atomic Energy Research Institute, HANARO Center,
P.O.Box 105, Taejon 305-600*

In this study, the dose distributions of a ^{32}P uniform cylindrical volume source and a surface source, a pure β emitter, were calculated in order to obtain information relevant to the utilization of a balloon catheter and a radioactive stent. The dose distributions of ^{32}P were calculated by means of the EGS4 code system. The sources are considered to be distributed uniformly in the volume and on the surface in the form of a cylinder with a radius of 1.5 mm and length of 20 mm. The energy of β particles emitted is chosen at random in the β energy spectrum evaluated by the solution of the Dirac equation for the Coulomb potential. Liquid water is used to simulate the particle transport in the human body. The dose rates in a target at a 0.5mm radial distance from the surface of cylindrical volume and surface source are 12.133 cGy/s per GBq (0.449 cGy/s per mCi, uncertainty: 1.51%) and 24.732 cGy/s per GBq (0.915 cGy/s per mCi, uncertainty: 1.01%), respectively. The dose rates in the two sources decrease with distance in both radial and axial direction. On the basis of the above results, the determined initial activities were 29.69 mCi and 1.2278 μCi for the balloon catheter and the radioactive stent using ^{32}P isotope, respectively. The total absorbed dose for optimal therapeutic regimen is considered to be 20 Gy and the treatment time in the case of the balloon catheter is less than 3 min. Absorbed doses in targets placed in a radial direction for the two sources were also calculated when it expressed initial activity in a 1 mCi/ml volume activity density for the cylindrical volume source and a 0.1 mCi/cm² area activity density for the surface source. The absorbed dose distribution around the ^{32}P cylindrical source with different size can be easily calculated using our results when the volume activity density and area activity density for the source are known.