

이중 헤드 감마 카메라를 이용한 Conjugate-View 계수법에 의한 신장 깊이 도출

가톨릭대학교 의과대학 의공학교실¹, 방사선과학교실²

김현미¹ · 서태석¹ · 최보영¹ · 정용안² · 김성훈² · 정수교² · 이형구¹

Calculation of Renal Depth by Conjugate-View Method Using Dual-head Gamma Camera

Hyun-Mi Kim,¹ Tae-Suk Suh, Ph.D.,¹ Bo-Young Choe, Ph.D.,¹ Yong-An Chung, M.D.,²

Sung-Hoon Kim, M.D.,² Soo-Kyo Chung, M.D.² Hyoung-Koo Lee, Ph.D.¹

Department of Biomedical Engineering¹, Radiology² College of Medicine,

The Catholic University of Korea, Seoul, Korea

Abstract

Purpose : In this study, we developed a new method for the determination of renal depth with anterior and posterior renal scintigrams in a dual-head gamma camera, considering the attenuation factor $e^{-\mu x}$ of the conjugate-view method. **Material and Method** : We developed abdomen and kidney phantoms to perform experiments using Technetium-99m dimercaptosuccinic acid (^{99m}Tc-DMSA). The phantom images were obtained by dual-head gamma camera equipped with low-energy, high-resolution, parallel-hole collimators (ICONf, Siemens). The equation was derived from the linear integration of emission γ -ray considering attenuation from the posterior abdomen to the anterior abdomen phantom surface. The program for measurement was developed by Microsoft Visual C++ 6.0. **Results** : Renal depths of the phantoms were derived from the derived equations and compared with the exact geometrical values. Differences between the measured and the calculated values were the range of 0.1 to 0.7 cm (0.029 ± 0.15 cm, mean \pm S.D.). **Conclusion** : The present study showed that the use of the derived equations for renal depth measurements, combined with quantitative planar imaging using dual-head gamma camera, could provide more accurate results for individual variation than the conventional method. (Korean J Nucl Med 2001;35:378-388)

Key Words : Dual-head gamma camera, Renal depth, Conjugate-view counting method, Attenuation correction

Received Oct. 12, 2001; accepted Dec. 6, 2001
Corresponding Author: Hyoung-Koo Lee, Ph.D.,
Department of Biomedical Engineering, Medical College,
Catholic University of Korea, 505 Banpo-Dong,
Seocho-Gu, Seoul, 137-040, Korea
Tel: 02-590-2415, Fax: 02-532-1779,
E-Mail: hklee@cmc.cuk.ac.kr

서론

감마카메라를 이용한 신장기능을 평가하기 위하여 방사성 동위원소의 신장 집적 및 배설상태를 체외에서 계측한다. 이 때 신장주위의 배후 방사능 계

수에 대한 감쇠보정이 필요하다.

각 개체당 신장길이의 차이는 신장 방사능을 계측할 때 정확도에 영향을 주며 특히 신혈장량 (effective renal plasma flow: ERPF) 또는 사구체 여과율 (glomerular filtration rate: GFR) 같은 각각의 신장기능을 분리하여 측정하는데 있어서 중요하다.

현재 신장길이를 구하는 가장 일반적인 방법으로 Tonnesen, Taylor 등에 의한 방정식이 있다. Tonnesen 방정식은 초음파 탐침을 경사 각도로 하여 신장길이를 측정하기 때문에 양와위에서 영상을 얻는 신장 신티그람과는 차이가 있어 정확한 감쇠 보정을 기대하기는 어렵다. Taylor 등이 이에 착안해서 양와위에서 얻은 복부 전산화 단층촬영 (computed tomography : 이하 CT)을 이용해서 신장길이를 측정하여 이를 토대로 방정식을 산출하였다.¹⁻⁴⁾ 이는 서양인을 토대로 하여 만들어진 것이며 체중, 키, 나이에 따른 변수로 인하여 신장 길이를 구하게 되므로 개인차를 극복하기 힘들다. 좀 더 정확한 신장 길이를 얻기 위하여 초음파와 CT를 매번 실시하여 구하는 방법은 환자에게 많은 부담을 주며, 핵의학 검사와 병행해야 하는 불편함을 동반하게 된다.

본 연구에서는 이러한 단점을 극복하고자 이중 헤드 감마 카메라를 이용한 신신티그람 전 후상에서 신장 길이를 구하는 방정식을 도출하였다. 계수를 얻는 방법으로는 감쇠 계수를 이용한 보정 인자 $e^{-\mu x}$ 를 적분하는 방법과 conjugate-view 계수법을 사용하였다. 이를 통해 방정식을 유도하였으며 핵의학 영상에서 신장길이를 구하는 프로그램을 개발하였다.

최종적으로 모형의 신장길이 실제 값과 실험을 통해 얻은 자료로 프로그램을 이용하여 계산된 신장길이를 비교하여 정확성을 평가하였다.

대상 및 방법

1. 장치

이 연구에서는 신장 방사능의 계측시 정확도에 영향을 주는 신장길이를 정확히 도출하기 위해 방

정식을 유도하였으며, 신장길이 계산 프로그램을 개발하였다. 또한 프로그램을 통한 신장길이 계산을 적용하기 위해 환자의 몸통계와 신장의 위치, 크기를 고려한 신장모형을 직접 제작하여 핵의학 영상을 얻었다. 본 연구를 위해 사용된 감마카메라로는 E.CAM (Siemens, Germany)을 사용하였으며, 저에너지 고해상도 평행 구멍형 조준기를 장착하였다. 방사성 동위원소는 $^{99m}\text{Tc-DMSA}$ 를 사용하였다. (Fig. 1).

2. 모형 제작

방정식으로부터 유도된 신장길이의 정확성을 평가하기 위해 실제 신장길이와 실험을 통해 얻은 신장길이를 비교해야 한다. 본 연구에서는 이런 점을 고려하여 모형을 제작하였다(Fig. 2).

모형은 전체 몸통모형과 신장모형으로 구성되며 그림에서 보는 바와 같이 1 cm 두께의 아크릴을 가로, 세로 22 cm의 받침 판을 만들었으며 그 위로

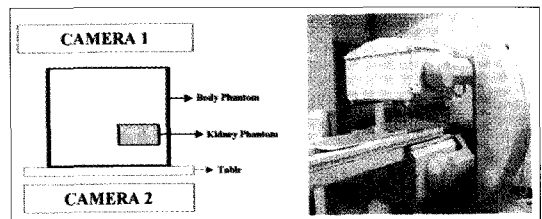


Fig. 1. This shows an experiment setting. The phantom was placed between detectors and phantom images were acquired.

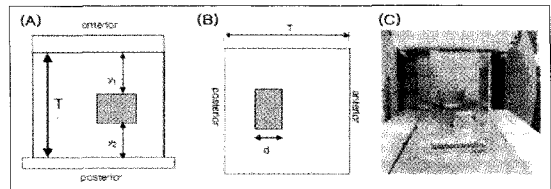


Fig. 2. This is a side view of phantom with kidney inserted in large square pillar. (A) y_1 and y_2 vary with kidney phantom position. (B) T is thickness of part of abdomen phantom that includes kidney phantom, and d is thickness of small square pillar kidney phantom. (C) The phantom positioned in E. CAM dual-head gamma camera is shown.

두께 0.5 cm 아크릴로 가로, 세로 20 cm 그리고 높이 20, 26 cm의 사각 몸통모형을 만들었다. 그 안에 신장모형으로 사용될 가로, 세로 5 cm, 높이 각각 3, 5 cm 두 개의 모형을 만들었다.

몸통모형 안에서의 신장모형의 위치는 몸통모형의 안쪽 밑 표면에서부터 신장모형의 바닥 표면까지의 거리가 각각 2.5 cm, 7 cm에 고정시켰다.

3. 신장깊이 방정식 유도

모형의 복부 후측면에서 전방면까지 방출된 γ -선을 감쇠보정을 고려하여 방정식을 유도하였다.

핵의학 이미지에서 신장모형의 관심영역과 배후 방사능 관심 영역 내에서의 감쇠 계수를 이용한 카메라 1에서 받는 γ -선와 카메라 2에서 받는 γ -선을 계산하여 계수 값을 얻어내는 방법으로 유도하는 식을 구하였다. 유도에 필요한 변수들의 정의는 Table 1에 나타내었다.

Conjugate-view 계수법을 통해 신장모형의 방사능을 정량화 하기 위해 방정식을 추가시켰다. 그리고 몸통모형 두께(T)에서 신장두께(d), 신장모형의 전방면에서 몸통모형의 전방면까지(y_1), 신장모형의 후측면에서 몸통모형의 후측면까지(y_2)의 거

리를 이용한 방정식을 만들었다. 이렇게 유도된 네 개의 방정식에서 일치되는 신장깊이를 얻어낼 수 있었다.⁵⁻⁸⁾

신장 모형에서 방출되는 γ -선이 카메라 1, 2에 도달하기까지의 각각의 방정식을 만들어냈다. 신장 모형에서 카메라 1까지 그리고 신장모형에서 카메라 2까지의 거리에 따라 지수함수를 적분하여 각각의 카메라에 집적되는 계수율을 구하는 방정식을 만들었다. a 는 0.5 cm의 아크릴 감쇠요소이며, b 는 1.0 cm의 아크릴 감쇠요소이다. 식 (1)에서의 a^2 은 신장모형 안의 γ -선이 카메라 1까지 도달하기 위해서는 0.5 cm 아크릴을 두 번(신장모형의 전방면과 몸통모형의 윗면) 통과해야 하므로 0.5 cm 아크릴에 대한 감쇠요소가 포함되었다. 마찬가지로 식 (2)에서는 신장모형 안의 γ -선이 카메라 2에 도달하기 위해서는 0.5 cm 아크릴 면(신장모형의 후측면)과 1.0 cm 아크릴 면(몸통모형의 받침대)을 통과해야 하므로 각각의 아크릴 감쇠요소에 대한 값이 포함되었다. d 와 각각 y_1, y_2 에서 받는 γ -선을 계산하여 신장 관심영역에서의 계수를 구하는 식은 다음과 같다.

Table 1. Definition of nomenclature used in equations.

Nomenclature	Definition
C_0	Activity concentration of the kidney
C_1, C_2	Measured counts of anterior and posterior view in ROI of the kidney
C_{BG1}, C_{BG2}	Measured count of anterior and posterior view in background ROI
μ	The effective total linear attenuation coefficient
A_{table}	Attenuation correction factor of table
A_{coll}	Collimator efficiency value of gamma camera
S_1, S_2	Efficiency of anterior and posterior detector
T	Total body thickness
a	Attenuation correction factor of the 0.5 cm thickness of acryl
b	Attenuation correction factor of the 1.0 cm thickness of acryl
y_1	Distance between anterior abdomen and anterior kidney
y_2	Distance between posterior back and posterior kidney
d	Thickness of the kidney

$$C_1 = C_0 \int_0^d e^{-\mu x} dx \cdot e^{-\mu y_1} \cdot a^2 \quad (1)$$

$$C_2 = C_0 \int_0^d e^{-\mu x} dx \cdot e^{-\mu y_2} \cdot ab \quad (2)$$

위의 두 식을 적분하여 다시 정리하면 아래와 같다.

$$C_1 = \frac{C_0}{\mu} [1 - e^{-\mu d}] e^{-\mu y_1} \cdot a^2 \quad (3)$$

$$C_2 = \frac{C_0}{\mu} [1 - e^{-\mu d}] e^{-\mu y_2} \cdot ab \quad (4)$$

이렇게 얻은 식 (3)과 (4)에 배후 방사능 관심영역에서의 거리 y_1 과 거리 y_2 에 대한 γ -선률 계산하여 각각의 배후 방사능 보정을 추가시킨다. 여기서 추가되는 배후 방사능 보정은 식 (5)에서는 카메라 1에서 보았을 때 신장모형의 전방과 후방에서 들어올 수 있는 γ -선에 관한 보정식이고, 카메라 1에서 보았을 때 신장모형의 후방면에 있는 γ -선이 카메라 1까지 도달하기 위해서 0.5 cm 아크릴면을 세 번(몸통모형의 윗면, 신장모형의 전방면, 신장모형의 후측면) 통과해야 하므로 a^3 이 포함되었다. 식 (6)에서는 카메라 2에서 보았을 때 신장모형의 전방과 후방에서 들어올 수 있는 γ -선에 관한 보정식이 되며 카메라 2에서 보았을 때 거리 y_1 부분에 있는 γ -선이 카메라 2에 도달하기 위해서는 0.5 cm 아크릴 두면(신장모형의 전방면과 후방면)과 1.0 cm의 아크릴 한면(몸통모형의 받침대)을 통과해야 하므로 아크릴 감쇠요소에 대한 값으로 $a^2 b$ 이 포함되었다. 카메라 2에서의 배후 방사능 보정식에는 테이블 감쇠보정 인자인 A_{table} 이 들어가게 된다.

$$C_1 = \left\{ C_0 \int_0^d e^{-\mu x} dx \cdot e^{-\mu y_1} \cdot a^2 + C_{BG} \left[\int_0^{y_1} e^{-\mu x} dx \cdot e^{-\mu(y_1+d)} \cdot a^3 \right] \right\} \cdot A_{coll} \cdot S_1 \quad (5)$$

$$C_2 = \left\{ C_0 \int_0^d e^{-\mu x} dx \cdot e^{-\mu y_2} \cdot ab \right.$$

$$\left. + C_{BG} \left[\int_0^{y_2} e^{-\mu x} dx \cdot b + \int_0^{y_1} e^{-\mu x} dx \cdot e^{-\mu(y_1+d)} \cdot a^2 b \right] \right\} \cdot A_{coll} \cdot S_2 \cdot A_{table} \quad (6)$$

추가된 배후 방사능 보정식에서 C_{BG} 는 카메라 1, 2에 대해서 각각의 배후 방사능으로 나누어 다음과 같은 유도과정을 거쳐서 얻게 되었다.

$$C_{BG1} = \left[C_{BG} \int_0^T e^{-\mu x} dx \cdot A_{coll} \cdot a \cdot S_1 \right] = C_{BG} \frac{1}{\mu} [1 - e^{-\mu T}] \cdot A_{coll} \cdot a \cdot S_1 \quad (7)$$

$$\frac{C_{BG}}{\mu} \cdot A_{coll} \cdot a \cdot S_1 = \frac{C_{BG1}}{1 - e^{-\mu T}} \quad (8)$$

$$C_{BG} = \left[C_{BG} \int_0^T e^{-\mu x} dx \cdot A_{coll} \cdot S_2 \cdot A_{table} \cdot b \right] = C_{BG} \frac{1}{\mu} [1 - e^{-\mu T}] \cdot A_{coll} \cdot S_2 \cdot A_{table} \cdot b \quad (9)$$

$$\frac{C_{BG}}{\mu} \cdot A_{coll} \cdot S_2 \cdot A_{table} \cdot b = \frac{C_{BG2}}{1 - e^{-\mu T}} \quad (10)$$

카메라 1에서의 식은 식 (5)에서의 배후 방사능 보정식 (7)을 거쳐 식 (8)을 유도하여 식 (11)를 완성하였고, 카메라 2에서의 식은 식 (6)에 배후 방사능 보정식 (9)를 거쳐 식 (10)을 유도하여 식 (12)를 완성시켰다.

$$C_1 = a^2 \left\{ \left(\frac{C_0}{\mu} \right) [1 - e^{-\mu d}] e^{-\mu y_1} \cdot A_{coll} \cdot S_1 + \frac{C_{BG1}}{(1 - e^{-\mu T})} \left\{ \frac{1}{a^2} (1 - e^{-\mu y_1}) + e^{-\mu(y_1+d)} - e^{-\mu T} \right\} \right\} \quad (11)$$

$$C_2 = \left(\frac{C_0}{\mu} \right) [1 - e^{-\mu d}] e^{-\mu y_2} \cdot ab \cdot A_{coll} \cdot S_1 \cdot A_{table} + \frac{C_{BG2}}{(1 - e^{-\mu T})} \{ 1 - e^{-\mu y_2} + (e^{-\mu(y_2+d)} - e^{-\mu T}) \cdot a^2 \} \quad (12)$$

Conjugate-view 계수법을 통해 추가되는 방정식은 다음과 같다.

$$C_0 = \left(\frac{AP}{e^{-\mu T}} \right)^{1/2} \frac{f}{q} \times \frac{1}{d} \quad (13)$$

여기에서 사용되는 A, P는 전방과 후방 신장 관 심 영역에서 배후 방사능 보정 계수율이며, f는 선 원 자체 감쇠 보정으로

$$\frac{\frac{\mu d}{2}}{\sinh \frac{\mu d}{2}} \text{ 값이 계산된다. 그리고 } q \text{는 기계 보}$$

정인자로서 $\sqrt{A_{coll}^2 \cdot S_1 \cdot S_2 \cdot a^3 \cdot b \cdot A_{table}}$ 값이 계산되게 된다.

여기에서 유도되는 신장깊이 방정식은 환자의 몸 무게, 키 등에 대한 변수가 들어가는 것이 아닌 환자의 배에서부터 등까지의 길이가 들어가게 되므로 몸통모형의 길이와 신장모형의 길이에 따른 식을 세울 수 있다. l은 몸통모형 안에 장착된 신장모형의 아크릴 두께이다.

$$T = y_1 + y_2 + d + l \quad (14)$$

신장깊이를 구하기 위한 방정식은 식 (11), (12), (13), (14)에 의해 각 변수인 y_1 , y_2 , d값이 각각 계산이 된다. 결과적으로 신장깊이는 몸통모형의 후측면으로부터 신장모형의 전방면까지의 거리 ($y_2 + d$)와 몸통모형의 후측면으로부터 신장모형의 후측면까지의 거리(y_2)를 각각 더하여 그 값의 평균으로 얻어진다.⁹⁾

$$\text{신장깊이} = \frac{(y_2 + d) + y_2}{2} \quad (15)$$

4. 검출기 효율 실험

감마카메라의 종합감도는 γ -선 에너지에 의존하는 검출기의 효율 및 조준기의 효율을 이용하여 이론적으로 구하는 것이 가능하다. 앞서 구한 신장깊이 유도 방정식에서의 변수로 사용되는 조준기 효율 A_{coll} 와 각 카메라 1, 2의 효율 S_1 , S_2 를 $A_{coll} \cdot S_1$ 또는 $A_{coll} \cdot S_2$ 값으로 계산할 수 있다. 즉, 조준기가 장착된 상태에서의 검출기에서 효율

을 구할 수 있었다.

E.CAM의 기계적 자료에 의한 $A_{coll} \cdot S$ 에 대한 값은 저에너지 고해상을 조준기를 장착한 상태에서 ^{99m}Tc 으로 검출기와 점상 선원의 거리를 10 cm로 하고 측정했을 때 202 cpm/ μCi 이다. 이것은 측정치 ($A_{coll} \cdot S_1$, $A_{coll} \cdot S_2$)와 비교하기 위해 단위를 맞추면 다음과 같다.

$$\begin{aligned} 202 \text{ cpm} / \mu\text{Ci} &= 202 \times \frac{\text{cpm}}{3.7 \times 10^4 \times 60 \text{ dpm}} \\ &= 9.099 \times 10^{-5} \text{ cpm} / \text{dpm} \end{aligned}$$

실제 실험에 사용된 E.CAM의 검출기 효율과 Siemens에서 제공하는 E.CAM 표준 기계적 자료와는 차이가 있을 수 있다. 방정식에 대입하기 위한 값으로서 실험에서의 오차를 줄이기 위해 실제 측정값을 얻기 위해 점상 선원을 사용하여 거리에 따른 값을 얻어 평균값을 얻었다. 점상선원에는 모형에 넣는 동종의 방사성 동위원소를 2 mCi를 주입하였다.

점상선원으로서 2 mCi를 준비하고 점상선원과 각각의 검출기와의 거리를 무작위로 1 ~ 2 cm 간격으로 7 cm부터 30 cm까지 13번에 걸친 실험을 통하여 각각의 값을 얻었다.

5. 테이블 감쇠요소와 아크릴 감쇠요소 실험

E.CAM의 기계적 자료에는 테이블 감쇠 값에 대한 정확한 값이 제시되어있지 않다. 위에서 유도된 신장깊이 방정식에는 테이블 감쇠요소가 수치적으로 대입되어야 하므로 실험을 통하여 테이블 감쇠요소를 얻었다.

아크릴 모형을 기본으로 하여 신장깊이 방정식이 유도되었으므로, 아크릴의 두께에 따른 감쇠요소가 수치적으로 대입되어야 한다. 그에 따라 모형에 사용된 아크릴 두께는 0.5 cm와 1.0 cm가 있다. 각 두께에 따른 감쇠요소 역시 실험을 통하여 구하였다.

테이블 감쇠 요소와 아크릴 감쇠요소에 대한 실험은 점상선원을 카메라 1 과 2 사이에 놓고 테이블을 카메라 사이에 위치시켜놓았을 때와 없을 때

를 측정하여 감쇠방정식을 통하여 요소를 구하였으며, 아크릴 역시 테이블 감쇠요소를 구하는 것과 같은 방법을 사용하였으며 이 때는 테이블 없이하여 요소를 구하였다. 점상선원에는 검출기 효율 실험, 모형 실험과 같은 동종의 방사성 동위원소를 2 mCi를 주입하여 측정하였다.

6. 신장길이 모형 실험

몸통모형으로 제작된 수직높이 20 cm와 26 cm 두 개의 모형에는 각각 모형의 안쪽 후측면에서부터 2.5 cm와 7 cm의 높이에 신장모형이 한 개씩 장착될 수 있도록 하였다. 두께 3 cm 와 5 cm 두 개의 신장모형을 몸통모형에 장착한 상태에서 각 길이별 또는 각 신장 두께 별로 변수를 주어 핵의학 영상을 얻어 신장길이 실험을 수행하였다. 수직높이 20 cm의 몸통모형에는 몸통 두께로 18 cm까지 6,498 ml의 물을 채웠고, 수직높이 26 cm의 몸통모형에는 몸통 두께 22 cm까지 7,942 ml의 물을 채웠다. 신장모형에는 두께 3 cm의 모형에는 75 ml의 물을 채웠고, 두께 5 cm의 모형에는 125 ml의 물을 채웠다.

$^{99m}\text{Tc-DMSA}$ 는 신피질의 근위세뇨관세포에 친화성이 높아 전반적인 신장형태 및 크기를 평가하는데 유용하며, $^{99m}\text{Tc-DMSA}$ 스캔의 경우 해상력의 증가로 신장내 부분적인 기능 저하를 예민하게 반영할 수 있으나 전체적인 정량적 기능평가에는 기존의 평면 감마카메라만으로도 유용한 것으로 알려져 있다. 이에 이 연구에서는 $^{99m}\text{Tc-DMSA}$ 을 방사성 동위원소로서 선택하였다.¹⁰⁻¹²⁾

모형에 채워진 물에는 방사성동위원소로 $^{99m}\text{Tc-DMSA}$ 가 각각 포함되었으며, 몸통모형에는 배후 방사능 목적으로 사용되는 0.2 mCi를 신장모형에는 2 mCi를 주입하였다.

모형을 이중 헤드 감마카메라의 환자대 위에 올려놓고 각 모형에 따라 카메라 사이의 거리조절과 테이블 높이와 위치조절을 한다. 카메라 1 또는 카메라 2 에서 500,000 계수를 얻을 때까지 핵의학 촬영을 한다. 이렇게 얻어진 신장모형 영상과 배후 방사능 영상에서 관심영역 영역을 선택하여 카메라 1과 카메라 2의 관심영역 크기와 영역내의 계수를

구한다.

관심영역 설정은 신장모형 안에 정사각형의 관심영역을 그리고 같은 크기와 모양의 관심영역을 배후 방사능 부분에 설정한다. 관심영역의 면적은 한 픽셀 당 밀리미터 (mm/pixel)로 바꾸어 넓이의 단위 (cm²)를 이용하여 방정식에 대입한다. 기계적 자료에 제시되어 있는 단위는 한 픽셀당 2.4 mm 즉, 2.4 mm/pixel로 설정된 관심영역의 면적을 이 값을 기준으로 하여 계산되었다.

모형 실험을 통하여 몸통모형 높이, 신장모형 높이, 관심영역 넓이, 관심영역 내에서의 신장과 배후 방사능의 계수, 핵의학 촬영 시간 등을 알 수 있다.

모형을 이중 헤드 감마 카메라에 위치시킬 때 갠트리 중앙으로부터 카메라 1과 카메라 2의 거리와 환자대의 높이와 위치를 알 수 있으며 이는 항상 똑같은 위치에서 실험을 할 수 있도록 환자대의 높이와 검출기 사이의 거리를 일치시켰다. 26 cm의 몸통모형을 환자대 위에 놓았을 때 카메라 1은 중앙으로부터 21.5 cm, 카메라 2는 14.1 cm에 위치시키고, 20 cm의 몸통모형을 놓았을 때 카메라 1은 15.4 cm, 카메라 2는 13.9 cm에 위치시켰다. 환자대의 높이는 중앙으로부터 -11.9 cm에 위치시켰다.

7. 신장길이 계산

신장길이를 계산하기 위해서는 무엇보다도 1-(15)식에서 보이듯이 몸통모형의 안쪽 바닥 면에서부터 신장모형의 밑면까지의 거리(y_2)와 신장모형의 두께(d)값이 중요하다. 이를 구하기 위해 실험을 통하여 얻은 자료 즉, 몸통모형 높이, 신장모형 높이, 관심영역 넓이, 관심영역 내에서의 신장과 배후 방사능의 계수, 신장모형의 부피, 핵의학 촬영 시간 등을 신장길이 계산 프로그램에 대입하여 신장길이를 구하였다. 신장길이 계산 프로그램은 Microsoft Visual C++ 6.0으로 만들었다.

결 과

이 연구에서 유도된 신장길이 방정식을 통해 개발된 신장길이 프로그램을 사용하여 몸통모형의 몸통 길이와 신장모형 두께, 위치를 각기 다르게 하여

각각의 핵의학 영상을 얻은 결과로부터 신장깊이에 대한 실제값과 유도된 방정식을 통해 얻은 계산값을 서로 비교, 검토해보았다. 핵의학 영상을 통하여 관심영역 설정에 있어서는 정사각 관심영역을 카메라 1과 카메라 2의 영상에서 각각 신장모형 영역과 배후 방사능 영역에 설정하였다(Fig. 3.).

감쇠 계수값 μ 는 평면 신장 신티그래피에서 정량적인 분석을 위해 연구자들에 따라 0.153 cm^{-1} 에서 0.099 cm^{-1} 까지 다르게 사용된다. 이 연구에서는 $^{99m}\text{Tc-DMSA}$ 사용하여 신집적의 보정 인자 $e^{\mu d}$ 에 사용되는 감쇠 계수 값을 0.15 cm^{-1} 설정하였다.¹³⁾

실제 실험에 사용된 E.CAM의 검출기 효율과 Siemens에서 제공하는 E.CAM 기계적 자료와는 차이가 있었다. 검출기 효율은 카메라와 선원과의 거리를 7 cm ~ 30 cm까지 0.6 cm ~ 3 cm까지의 간격을 두고 13차례의 실험결과 무작위로 값이 분포되어 평균값을 구하여 방정식에 사용하였다 (Table 2.). 실험을 통하여 얻은 카메라 1에서의 검출기 효율($A_{coll} \cdot S_1$) 평균값은 8.274×10^{-5}

cpm/MBq, 카메라 2에서의 검출기 효율 ($A_{coll} \cdot S_2$) 평균값은 8.227×10^{-5} cpm/MBq로 기계적 자료와 각각 9%, 9.5%의 오차가 있었다 (Fig. 4.). 이러한 오차의 원인은 점상선원의 자체 흡수와 처음 방사능 용량의 부정확성, 검출기의 내인성 효율 등의 여러 요인이 실제 측정값에서 고려되지 못했기 때문이다.

테이블 감쇠요소와 아르킬 감쇠요소 역시 실험을 통해 얻은 값으로 테이블 감쇠요소는 0.9219와 0.5

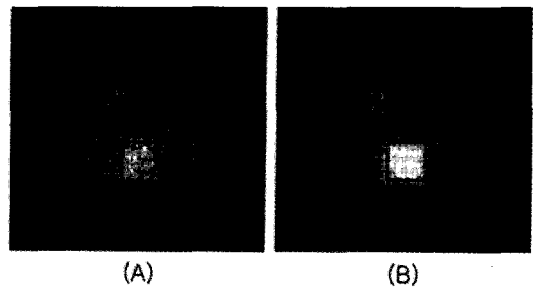


Fig. 3. Scintigrams of the phantom. (A) anterior and (B) posterior images of phantom with ROIs of kidney and background.

Table 2. The value of detector efficiency

Distance between source and detector (cm)	Camera 1		Camera 2	
	count	$A_{coll} \cdot S_1$ (cpm/MBq)	count	$A_{coll} \cdot S_2$ (cpm/MBq)
7	728101	8.249×10^{-5}	721702	8.226×10^{-5}
7.6	720184	8.276×10^{-5}	713083	8.236×10^{-5}
8.8	710526	8.283×10^{-5}	703094	8.231×10^{-5}
10	701483	8.281×10^{-5}	693869	8.234×10^{-5}
13	689239	8.284×10^{-5}	684256	8.259×10^{-5}
15	683379	8.293×10^{-5}	672786	8.217×10^{-5}
17	671852	8.260×10^{-5}	659465	8.233×10^{-5}
19	660293	8.289×10^{-5}	652965	8.234×10^{-5}
20	652322	8.282×10^{-5}	645081	8.227×10^{-5}
25	644709	8.279×10^{-5}	636949	8.216×10^{-5}
26.8	634303	8.258×10^{-5}	626663	8.187×10^{-5}
28	628670	8.261×10^{-5}	621473	8.234×10^{-5}
30	620310	8.267×10^{-5}	613462	8.215×10^{-5}
Average		8.274×10^{-5}		8.227×10^{-5}

cm 아크릴 감쇠요소는 0.9515, 1 cm 아크릴 감쇠 요소는 0.8283으로 구하였다.

이 연구에서 개발된 신장깊이 계산 프로그램에는 얻어진 핵의학영상내의 신장모형과 배후 방사능 영역에서의 관심영역 내에 카메라 1과 카메라 2에서의 신장모형에서의 계수와 배후 방사능 계수를 입력하고 감쇠 계수값, 몸통 두께, 관심영역 면적, 신장부피 그리고 ^{99m}Tc-DMSA 주입 후 영상을 얻기까지의 시간 등을 입력하게 된다. 입력 값을 주어져

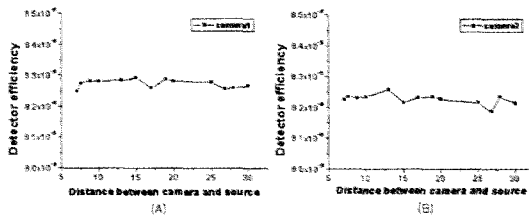


Fig. 4. Efficiency of detector equipped with parallel-hole, low-energy, high-resolution collimators at distance between point source and detectors. (A) Detector efficiency in Camera 1. (B) Detector efficiency in Camera 2.

고 'depth' 버튼을 누르면 계산이 시작되고 출력 값이 Fig. 5와 같이 도시된다.

출력 값으로는 몸통모형의 안쪽 윗면에서부터 신장모형의 윗면까지의 거리(y_1)와 몸통모형의 안쪽

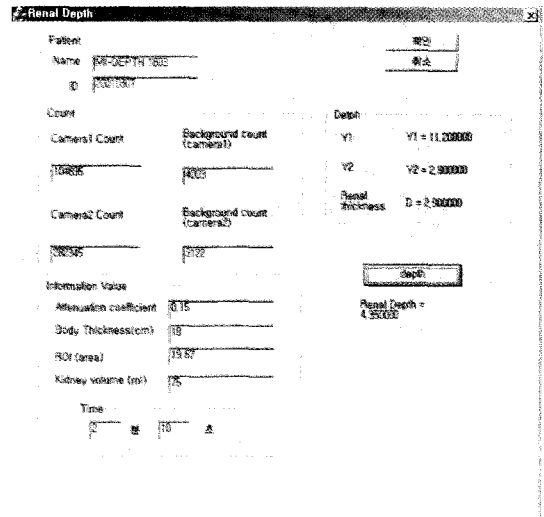


Fig. 5. This is an example of display of final results of renal depth study with developed tool.

Table 3. Comparison of renal depth between measurement value and calculation value.

	Body thickness (cm)	Distance between anterior abdomen and anterior kidney (cm, y_1)	Distance between posterior back and posterior kidney (cm, y_2)	Kidney thickness (cm)	Renal depth (cm)
Measured	18	11.5	2.5	3.0	4.25
Calculated	18	11.2	2.9	2.9	4.35
Measured	18	7.0	7.0	3.0	8.75
Calculated	18	6.5	7.5	3.0	9.0
Measured	18	9.5	2.5	5.0	5.25
Calculated	18	9.3	2.6	5.1	5.15
Measured	18	5.0	7.0	5.0	9.75
Calculated	18	5.7	6.3	5.0	9.05
Measured	22	13.5	2.5	5.0	5.25
Calculated	22	13.5	2.6	5.1	5.15
Measured	22	15.5	2.5	3.0	4.25
Calculated	22	15.4	2.6	3.0	4.1
Measured	22	11.0	7.0	3.0	8.75
Calculated	22	11.1	6.9	3.0	8.65

바닥 면에서부터 신장모형의 밑면까지의 거리(y_2) 그리고 신장모형의 두께(d)값을 알 수 있으며, 신장깊이 계산값이 출력되었다.

신장깊이 계산 프로그램을 사용하여 얻은 계산값과 모형의 실제값을 비교해 본 결과 0.1 cm에서 0.7 cm까지의 차이를 보였다. 실험값과 계산값과의 평균 오차는 0.029 ± 0.15 cm (mean \pm S.D.) 이다 (Table 3.).

결론적으로 기존의 신장깊이를 구하는 여러 방법들과는 달리 본 연구를 통해 핵의학 영상만으로도 개인차가 고려된 신장깊이를 얻어낼 수 있게 되었다.

고 찰

이제까지 여러가지 신장깊이 방정식이 도출되었는데 가장 보편적으로 쓰이는 것으로는 Tonnesen 방정식, Taylor 방정식 그리고 한국인의 신장깊이 방정식 등이 있다. 현재 가장 널리 사용되는 Tonnesen 방정식은 초음파로 측정된 신장깊이를 이용한 것이며 이는 좌위에서 측정된 신장깊이를 이용했으며 신장 스티그람은 양아위에서 시행하므로 자세에 따른 신장의 움직임에 의한 오차가 생기고 또한 초음파 탐침을 경사 각도로 하고 신장깊이를 측정할 것도 오차의 원인이 될 수 있다. 이러한 오차를 좀더 줄이기 위해 CT에서 측정된 신장깊이로 구한 Taylor 방정식에서는 신문이 보이는 단면에서 한 개의 선을 그어서 신장의 최전면과 최후면까지의 깊이를 얻어 평균 깊이를 구했으나 이는 개개인에 따라 신장의 최전면과 최후면이 같은 선상에 있지 않은 경우가 많아 신장깊이 계산에서의 오차가 있을 수 있다.^{1,4)} 또한 이러한 모든 점을 고려하여 CT에서 측정된 신장의 최전면과 최후면의 정점을 지나는 각각의 평행선을 먼저 얻은 후에 그 두 선에 수직으로 다시 선을 그어서 각각의 깊이를 구하여 그 평균 깊이를 측정할 것이 토대가 되어 체중, 키, 나이를 변수로 하여 유출된 한국인의 신장깊이 방정식은 개개인에 따른 그리고 우신과 좌신에 따른 개인차가 고려되기 힘들다.

핵의학 영상을 통해 신장깊이를 구하는 방법으로

측면상 방법과 기하학적 평균 방법 등이 있는데 측면상 방법은 신장 촬영을 한 후 카메라를 측면으로 돌려 신장의 측면영상을 얻어낸 후 신장깊이를 측정하는데 방사성동위원소가 대부분 빠져나간 후에 촬영을 하게되므로 간편하게 촬영을 끝낼 수 있는 장점은 있지만, 영상 자체의 노이즈가 많고 정확한 신장의 동태가 나타나지 않게 되므로 측정값에 있어서 오차가 심할 수 있다. 기하학적 평균의 방법은 이중 헤드 감마카메라를 사용하여 전·후면상의 영상을 얻어 몸통 전체에 관한 보정을 해주므로 전면상 또는 후면상으로만 촬영을 하여 신장기능을 측정하는 것보다는 좀더 정확할 수 있겠지만 기하학적 평균법만을 볼 때는 전면상 또는 후면상 촬영보다는 번거롭고 신장 기능 측정에 있어서 많은 차이를 불러오지 않는다.¹⁴⁻¹⁵⁾

이 연구를 통해 도출된 신장깊이 계산 방정식을 이용하여 구한 신장깊이는 방사성동위원소 주입 후 이중 헤드 감마카메라를 이용하여 집적된 계수를 이용하여 몸통 전체에 관한 보정 뿐만이 아닌 신장에서 카메라 1과 2 각각에 도달하는 거리에 따라 배후 방사능 보정이 포함되어 구하는 것이 되므로 좀더 정확한 신장깊이 값을 알 수 있으며 개개인의 개인차는 물론 좌신과 우신에 따른 차이도 고려될 수 있다.

신장 섭취율을 구하기 위한 방법으로 Kojima et al.²⁾에서 보고된 내용은 배후 방사능 보정에 있어 기하학적 평균법을 이용하였으나, 본 연구에서는 신장 모형에서 방출되는 γ -선이 카메라 1과 카메라 2에 각각 도달하는 거리를 기준으로 각각의 배후 방사능 보정식이 만들어졌으며, 배후 방사능 보정식에 검출기 효율과 카메라 2에서의 경우는 테이블 감쇠요소와 아크릴 감쇠요소까지 고려되어 포함되었다. 기존의 기하학적 평균 방법뿐만이 아닌 신장 섭취율을 구하는데 있어서 새로운 방정식을 만들어냈다.

신장에서의 유효 신혈장량 (ERPF) 또는 사구체 여과율 (GFR)과 같은 분리성 신기능의 평가는 신장깊이 때문에 방사선 감쇠를 최소화하기 위해 보정 인자로 얻을 수 있다. 이에 신장깊이 방정식에서는 방사선 감쇠와 거리에 따른 감쇠, 조준기가 장착

된 상태에서의 검출기 효율 그리고 테이블 감쇠요소를 고려하였으며, 모형에서의 실험으로 인한 아크릴 감쇠 요소까지 고려하여 방정식을 유출하였다.

관심영역을 수동으로 설정하게 되어있는 실험 상황에서 매번 실험에서의 동일한 관심영역을 설정하는 것은 불가능하다. 관심영역의 크기차이로 인한 신장길이 계산에서의 오차가 있을 수 있다. 그럼에도 불구하고 정확한 신장길이가 본 연구에서 도출된 방정식을 통해 계산되었다. 실험값과 계산값과의 평균 오차는 0.029 ± 0.15 cm (mean \pm S.D.)가 되었는데 이는 Tonnesen 방정식이나 Taylor 그리고 한국인의 신장길이 방정식에 비해 작은 수치이다. 그러나 좀더 정확한 비교를 위해서는 실제 임상 실험을 통한 비교연구가 필요하다.

더 나아가 이 연구에서 개발된 신장길이 계산 프로그램의 임상 응용에서의 적용을 위해서는 신장에 도달하는 방사성 동위원소의 방사능양과 효율적일 관심영역 크기에 대한 연구가 이루어지며 정확하고 개인차가 고려된 신장길이가 계산될 것이라고 사료된다.

요 약

목적 : 기존의 신장길이를 구하는 Tonnesen, Taylor 방정식은 신장 핵의학 검사 시 별도의 초음파, CT(computed tomography) 검사를 토대로 도출되었으며, 몸무게, 키, 나이에 따른 변수를 이용하여 신장길이를 구하게 되므로 개인차가 고려되지 못했다. 본 연구에서는 이러한 단점을 극복하고자 감쇠 계수를 이용한 보정 인자 $e^{-\mu x}$ 를 적분하여 계수를 구하는 방법과 Conjugate-view 계수법을 사용하여 핵의학 영상에서 신장길이를 구하였다. **대상 및 방법 :** 신장모형이 포함된 복부모형을 제작하였으며, 이를 이용하여 이중 헤드 감마카메라 (E.CAM, SIEMENS, Germany)로 핵의학 이미지를 얻는 실험을 하였다. 신장 두께, 신장길이 그리고 몸통두께를 변수로 하여 각각의 다른 실험값을 얻었다. 방사성 동위원소는 $^{99m}\text{Tc-DMSA}$ 를 사용하였으며, 검출기에 대한 효율은 실험을 통해 계산되었

다. 감쇠 계수를 이용하여 계수값을 얻어내는 방법으로 신장길이 도출을 위한 방정식을 유도하였으며, 배후 방사능 보정에 대한 보정식을 추가하였다. 유도된 방정식에 실험을 통해 얻어낸 자료를 대입하여 신장길이를 구하였으며 이렇게 계산된 신장길이와 실험에 사용된 신장길이를 비교하여 정확성을 평가하였다. **결과 :** 이 연구에서 유도된 신장길이 방정식을 통해 개발된 신장길이 프로그램을 사용하여 몸통모형의 몸통 길이와 신장모형 두께, 위치를 각기 다르게 하여 각각의 핵의학 영상을 얻은 결과로부터 신장길이에 대한 실제값과 유도된 방정식을 통해 얻은 계산값을 서로 비교, 검토해보았다. 신장길이 프로그램을 사용하여 얻은 계산값과 모형의 실제값을 비교해 본 결과 0.1 cm에서 0.7 cm까지의 차이를 보였다. 실험값과 계산값과의 평균 오차는 0.029 ± 0.15 cm (mean \pm S.D.) 이다. 결론적으로 기존의 신장길이를 구하는 여러 방법들과는 달리 본 연구를 통해 핵의학 영상만으로도 개인차가 고려된 신장길이를 얻어낼 수 있게 되었다. **결론 :** 이 연구를 통해 도출된 신장길이 계산 방정식을 이용하여 구한 신장길이는 방사성동위원소 주입 후 감마카메라를 이용하여 집적된 계수를 이용하여 구하는 것이 되므로 개인의 개인차는 물론 좌신과 우신에 따른 차이도 고려될 수 있다. 더 나아가 이 연구에서 개발된 신장길이 계산 프로그램의 임상 응용에서의 적용을 위해서는 신장에 도달하는 방사성 동위원소의 방사능양과 효율적일 관심영역 크기에 대한 연구가 이루어지며 좀더 정확하고 개인차가 고려된 신장길이가 계산될 것이라고 사료된다.

참 고 문 헌

- 1) Lythgoe MF, Gradwell MJ, Evans K, Gordon I. Estimation and relevance of depth correction in paediatric renal studies. *Eur J Nucl Med.* 1998;25(2):115-9.
- 2) Maneval DC, Magill HL, Cypess AM, Rodman JH. Measurement of skin-to-kidney distance in children: Implications for quantitative renography. *J Nucl Med* 1990;31(3):287-91.
- 3) Steinmetz AP, Zwas ST, Macadziob S, Rotcm-

- berg G, Shrem Y. Renal septh estimates to improve the accuracy of glomerular filtration rate. *J Nucl Med*. 1998;39(10):1822-5.
- 4) Lin E, Connolly LP, Zurakowski D, DiCanzio J, Drubach L, Mitchell K, et al. Reproducibility of renal length measurements with 99m Tc-DMSA SPECT. *J Nucl Med* 2000;41(10):1632-5.
 - 5) Wu RK, Siegel JA. Absolute quantitation of radioactivity using the buildup factor. *Med Phys* 1984;11(2):189-92.
 - 6) Kojima A, Ohyama Y, Tomiguchi S, Kira M, Matsumoto M, Takahashi M, et al. Quantitative planar imaging method for measurement of renal activity by using a conjugate-emission image and transmission data. *Med. Phys* 2000;27(3):608-15.
 - 7) Thomas SR, Maxon HR, Kereiakes JG. In vivo quantitation of lesion radioactivity using external counting method. *Med Phys* 1976;3(4):253-5.
 - 8) Buiks WC, Siegel JA, Boerman OC, Corstens FH. Absolute organ activity estimated by five different methods of background correction. *J Nucl Med* 1998;39(12):2167-72
 - 9) 유이령, 김성훈, 정용안 등. 사구체 여과율 측정을 위한 한국인의 신장길이에 관한 방정식 도출과 이용. *대한핵의학회지* 2000;34(5):418-25.
 - 10) Tsukamoto E, Itoh K, Katoh C, Mochizuki T, Shiga T, Morita K, et al. Validity of ^{99m}Tc-DMSA renal uptake by planar posteiror-view method in children. *Annals of Nucl Med* 1999;13(6):383-7.
 - 11) Wujanto R, Lawson RS, Prescott MC, Testa HJ. The important of using anterior and posterior views in the calculation of differential renal function using ^{99m}Tc^m-DMSA. *The British J Radiology* 1987;60:869-72.
 - 12) Harris CC, Greer LK, Jaszczak RJ, Floyd CE, Fearnow EC, Coleman RE. Tc-99m Attenuation coefficient in water-filled phantoms determined with gamma cameras. *Med Phy* 1984;11(5):681-5.
 - 13) Hindie E, Buvat I, Jeanguillaume C, Prigent A, Galle P. Quantitation in planar renal scintigraphy: Which μ value should be used. *Eur J Nucl Med* 1999;26(12):1610-3.
 - 14) Wujanto R, Lawson RS, Prescott MC, Testa HJ. The importance of using anterior and posterior views in the calculation of differential renal function using ^{99m}Tc-DMSA. *Br J Radial*. 1987;60:869-72.
 - 15) Hervas I, Marti JF, Gonzalez A, Ruiz JC, Alonso J, Bello P, et al. Is the depth correction using the geometric mean really necessary in a ^{99m}Tc^m-DMSA scan in the paediatric population? *Nucl Med Commun*. 2001;22(5):547-52