JOURNAL OF RADIATION INDUSTRY

Technical paper

16(2) : 161-168 (2022)
https://doi.org/10.23042/radin.2022.16.2.161

이중에너지 엑스선 골밀도 측정기기의 방사선 선량 관한 연구

김호성[1,*]

신한대학교 방사선학과

A Review on the Radiation Dose of Dual Energy X-ray Bone Density Measurement Device

Ho-sung Kim[1,*]

Department of Radiological Science, Shinhan University, Uijeongbu-si 11644, Republic of Korea

Abstract As the demand for diagnostic radiation generators and the number of tests increase every year, the radiation dose of the public is also steadily increasing. To confirm the need for additional research by confirming the exposure dose in the DXA bone density test using a radiation generator through the literature and deriving a radiation dose reduction method. The radiation dose differs depending on the equipment structure and beam emission method, and although lower doses have been reported compared to other tests, special attention is needed in the case of children. In addition, if the structural aspects of the DXA scanner environment are taken into consideration, periodic radiation protection training of equipment and inspectors, and quality control of equipment and inspectors are continuously carried out, it is judged that there will be no undue radiation exposure in the DXA bone density test.

Key words: DXA bone mineral density, Effective dose, Radiation dose, Radiation dose reduction

1. 서 론

국내 진단용 방사선 발생장치의 수요는 Fig. 1에서처럼 매년 증가하는 추세이다[1]. 그 중 진단용 엑스선발생기는 31,508대(33%)로 골밀도 장치(8,658)대를 포함하고 있으며, 전체 진단용 방사선 발생장치에서 골밀도장치는 9%를 차지하고 있다. 또한 의료 방사선 검사의 사용량도 점차 증가함에 따라 국민의 방사선량도 Table 1과 같이 꾸준히 증가하고 있는 것으로 나타났으며, 2019년 국민 1인당 검사 7.2건, 피폭선량은 2.42 mSv로 외국보다 높은 수준으로 보고되었다[2]. 이는 국민에게 전리방사선의 노출의 대부분이 의료 방사선 이라고 할 수 있다. 이에 골밀도 검사도 고령화 사회가 됨으로 인하여 그 수요와 검사 환자수가 Fig. 2에서처럼 증가하는 추세에 있고[3], 골밀도 검사에 의한 방사선 노출도 증가하고 있다는 것으로 간주된다. 방사선을 이용하는 골밀도 측정 연구에서의 선량은 전달 방법과 방식에 따라 달라지며 노출의 중요성은 조사되는 신체 부위에 따라 다르다.

일반적으로 골밀도를 측정은 이중에너지 X선 흡수계측법(Dual energy X-ray Absorptiometry: DXA)이 사용된다[4]. DXA는 1987년 DPA의 후속 제품으로 상업적으로 도입되었고, 양광자 흡수 계측법(Dual-photon absorptiometry: DPA)의 방사성핵종 시스템에 비해 X선 시스템의 주요 장점은 증가된 광자로 인한 시간단축과 비

http://www.ksri.kr/

Copyright © 2022 by
Korean Society of Radiation Industry

***Corresponding author.** Ho-Sung Kim
Tel. +82-31-870-3412 Fax. +82-31-870-3419 E-mail. hskimsh@shinhan.ac.kr

Received 21 June 2022 **Revised** 23 June 2022 **Accepted** 28 June 2022

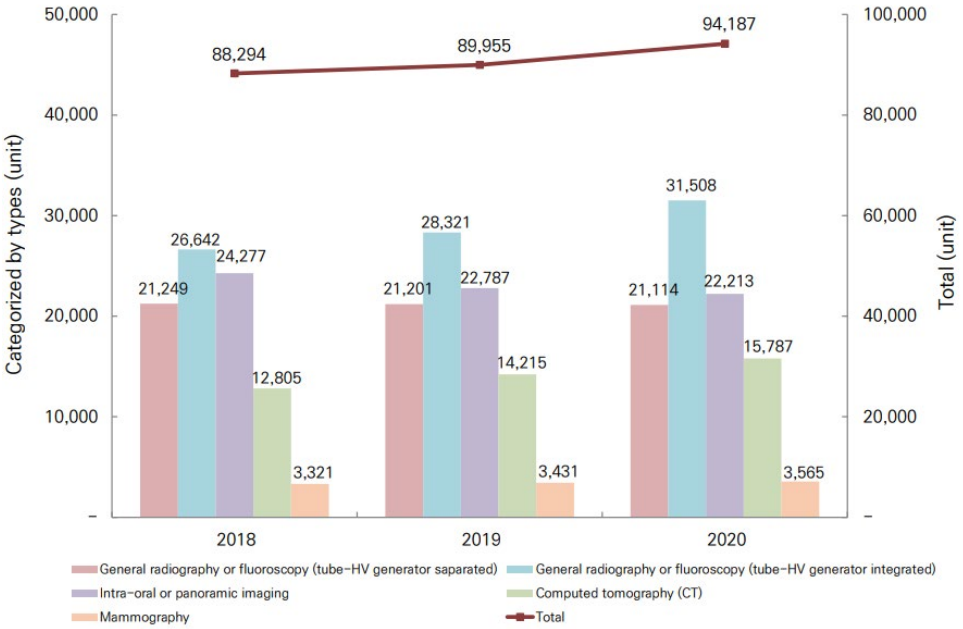

Fig. 1. Status of diagnostic X-ray equipment by use in the Republic of Korea, 2018~2020.

침습적이며 골다공증 진단에 일반적으로 사용되고 있는 가장 표준적인 방법이다. DXA로 이중 에너지 X선 스펙트럼을 생성하는 두 가지 방법은 K-edge 필터 또는 kVp 스위칭을 사용하여 구현되었으며, 세륨(Ce) 및 사마륨(Sm)과 같은 희토류 물질로 만들어진 K-edge 흡수 필터는 다중 에너지 X선 빔을 ^{154}Gd의 감마에너지 방출을 모방하는 고에너지 및 저에너지 구성 요소로 분할하는 데 사용되었다. 두 구성 요소는 본질적으로 좁은 스펙트럼 분포를 가지므로 빔 경화와 관련된 문제가 최소화되었다. Hologic QDR 1000, Norland XR-36과 Lunar DPX와 같은 1세대 DXA 시스템은 펜슬 빔(Pencil beam) 형태로 핀홀(pin hole) 콜리메이터를 사용하여 환자를 직선으로 스캔하고 암으로 연결된 검출기로 측정하였다. Hologic QDR 500 및 Lunar Expert-XL과 같은 2세대 DXA 시스템은 슬릿(Slit) 콜리메이터를 이용하여 펜 빔(Fan beam)을 생성하고 단일 스윕으로 교차하여 스캔하였다, 두 방식의 차이는 초기 펜슬 빔 스캐너의 경우 스캔 시간이 약 1~5분에서 최신 팬 빔 시스템의 경우 10~30초로 단축되어 환자의 처리량 증가와 함께 더 좋은 영상 해상도로 퇴행성 질환으로 인한 척추 구조 및 인공물을 쉽게 식별할 수 있었다[5]. 최근 Hologic Discovery, GE Prodigy 등의 3세대 장비에서는 협각 팬 빔(narrow fan-shaped x-ray beam)과 카드뮴-아연-텔루라이드(CZT) 검출기를 사용함으로써 이전 시스템에서 보다 더 좋은 에너지 분해능 및 공간 분해능에 유리한 영상을 얻을 수 있고 장비에 대한 정확도도 증가되었다. 하지만 장비의 발전과 함께 방사선 선량에 대한 연구는 미흡한 상태이며 흡수계측 스캔에서 환자에 대한 방사선량에 대한 연구는 전리 방사선과 관련된 대부분의 방사선 조사를 포함하여 다른 많은 피폭원에 비해 환자 피폭이 작다는 것을 확인할 수 있다[6-8]. 그리고 BMD 측정에서 낮은 방사선량 때문에 이 검사에서 발생하는 선량에 대한 연구는 제한적이었다. 따라서 현재 보고되어 있는 DXA 시스템의 선량과 그에 미치는 영향 및 피폭을 줄일 수 있는 방법과 주의할 요소들을 확인하고 추가 연구의 필요성에 대하여 논하고자 한다.

2. 장치 구조에 따른 방사선 선량 비교

2.1. Pencil beam & Fan beam 선량 비교

2.1.1. 펜슬 빔(Pencil beam)

펜슬 빔 DXA는 단일 엑스레이 빔을 이용하여 영상을 생성하는 최초의 독창적인 방법으로 단일 검출기를 사용하여 Fig. 3a처럼 X선 튜브가 측정 영역 전체를 스캔한다. 펜슬 빔은 매우 정확한 방법으로 정밀도의 표준법으로 간

Table 1. Number of medical radiation examinations and exposure dose per capita in 2016 to 2019

Section	2016		2017		2018		2019	
	Case	mSv	Case	mSv	Case	mSv	Case	mSv
Total	6.1	1.96	6.3	2.04	6.7	2.23	7.2	2.42
General X-ray	4.4	0.57	4.5	0.60	4.8	0.65	5.2	0.69
CT	0.2	0.72	0.2	0.75	0.2	0.86	0.2	0.94
Dental	0.6	0.01	0.6	0.01	0.7	0.01	0.7	0.04
Mammo	0.4	0.04	0.4	0.04	0.4	0.04	0.4	0.04
Fluoroscopy	0.04	0.07	0.04	0.06	0.04	0.06	0.04	0.06
Angio	0.008	0.05	0.008	0.05	0.009	0.05	0.01	0.06
Intervention	0.5	0.50	0.6	0.53	0.6	0.56	0.7	0.62

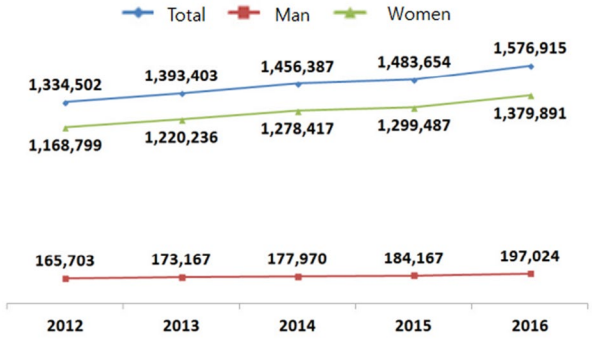

Fig. 2. Trend of Bone Density Test Patients (Unit: person).

주되지만 단일 빔이 본체를 덮는 이동 시간으로 인해 스캔 시간이 늘어나는 것이 특징이다. GE Lunar DPX 시리즈가 펜슬 빔을 사용한다.

2.1.2. 광각 팬 빔(Wide-Angle Fan beam)

광각 팬 빔 DXA는 2000년대 초반 펜슬 빔의 대안으로 도입되었으며, 하나가 아닌 여러 개의 X-Ray 빔을 사용하여 Fig. 3b와 같이 몸 전체를 스윕하여 스캔하기 때문에 Pencil Beam보다 훨씬 짧은 스캔 시간을 제공함으로 많은 환자를 스캔해야 하는 병원에서 이용되었고, 단점은 조직 확대로 인한 약간의 영상 왜곡이 있다. Hologic Discovery 시리즈는 모두 팬 빔 기술을 사용한다.

2.1.3. 협각 팬빔(Narrow-Angle Fan Beam)

종종 3세대 DXA라고도 하는 협각 팬빔(또는 마이크로 앵글 팬 빔)은 2004년 Lunar Prodigy 라인을 시작으로 GE Healthcare에서 독점적으로 도입했다. 여전히 팬 빔이지만 Fig. 3c에서처럼 협각은 다중 패스를 사용하여 여러 이미지를 획득하고, 이미지 재구성은 이러한 이미지를 컴파일하여 연필 빔의 정밀도와 팬 빔 시스템의 속도를 구현할 수 있다. GE Lunar Prodigy 및 iDXA와 같은 3세대 시스템이다.

Table 2. Effective dose ranges for DXA Pencil and Fan Beam in μSv

Scan mode	DXA pencil beam	DXA fan beam
PA Spine L1~L4	0.21~0.5	0.7~2.0
Prox Femur (incl. ovaries)	0.15~1.4	0.7~5.4
Total Body (incl. ovaries)	4.6	0.6~3.4
Total Body (excl. ovaries)	3.6	0.5~2.6
Forearm	0.07	0.01~0.05

2.1.4. 선량의 비교

방사선량은 펜슬 빔(33 μSv) 모드보다 광각 팬 빔(62 μSv)모드가 상당히 높으며, 제조업체가 제공한 일반적인 방사선량은 측정된 실제 방사선량의 절반이었다[9]. 또 다른 연구에서도 PA Spine과 Proximal Femur는 비슷한 결과가 있었지만 Total Body와 Forearm에서는 팬빔의 선량이 Table 2에서처럼 낮게 보고하고 있다[10]. 하지만 협각 팬빔의 경우 Spine에서 0.7 μSv, Total Body에서는 1 μSv 미만으로 낮은 유효선량으로 보고되었다[11].

2.2. 골밀도 측정 장비별 선량 비교

2.2.1. DXA의 선량

DXA의 주요 장점은 환자의 방사선 노출이 낮다는 것이다[10,12]. 그럼에도 불구하고 최근 DXA 기술은 공간

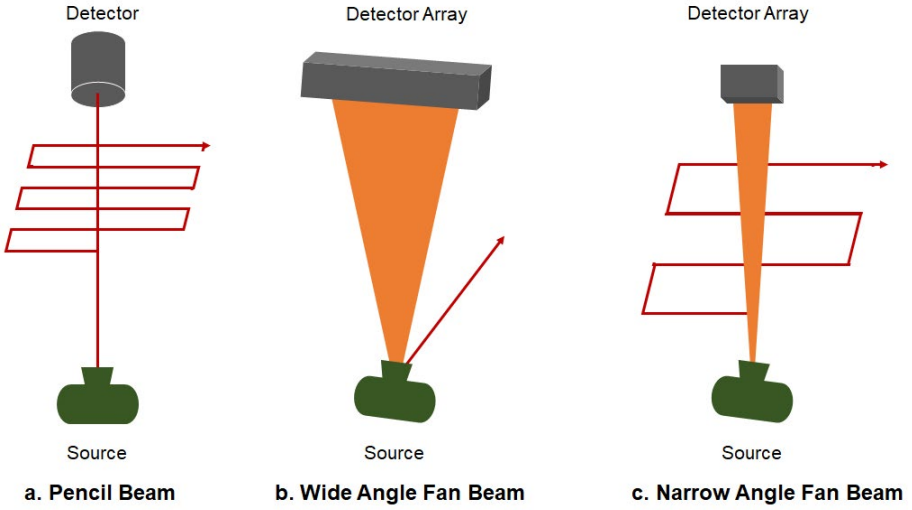

Fig. 3. Shape of the beam.

Table 3. Effective dose of different DXA devices

Deices name	L1~L4 (μSv)	Hip (μSv)	LVA (μSv)
Hologic discovery	4.40~13.30	3.10~9.30	10.00~41.00
GE-Lunar Prodigy	0.20~1.60	0.15~1.20	2.50
GE-Lunar iDXA	3.37	3.09	8.00~12.09

분해능 향상과 빠른 검사시간을 위하여 방사선량이 증가되었다[13]. 그러나 방사선 피폭은 다른 진단 기술보다 훨씬 낮고 자연 배경 방사선의 1일 평균 선량(6.6 μSv day^{-1}, 2,400 μSv 년$^{-1}$)보다 낮다[13,14]. DXA 검사에서 선량에 영향을 주는 주된 변수는 측정 부위(예: 요추, 전완, 대퇴골), 환자의 신체 크기, 획득 기술, X선관 여과, 탐지 시스템의 효율성, 스캔 수, 노출 매개변수, 스캔 속도 및 스캔 크기 등 다양하다[15].

Table 3은 장비별 검사에 따른 유효선량이다. 유효선량은 흡수된 에너지의 양뿐만 아니라 방사선의 종류와 방사선 손상에 대한 조직의 감수성을 고려한다. 따라서 DXA의 유효선량은 방사선에 민감한 장기에 대한 흡수선량의 합에 관련 가중계수 조직가중계수 및 방사선가중계수를 곱한 값으로 계산한다[16].

2.2.2. QCT의 선량

전신 CT 검사에서 환자선량은 CT의 기술적 특징과 선택된 획득 매개변수 및 환자의 크기를 포함한 여러 매개변수에 따라 달라집니다[17]. 따라서 선량은 선택한 X선 스펙트럼(즉, 관전압 및 여과), 관전류(mA) 및 검사 시간에 따라 크게 달라진다[14]. Table 4는 환자선량은 획득 프로토콜의 가변성과 CT 시스템 특성의 차이로 인해 기관마다 크게 다를 수 있다는 가정하에 만들어진 표이다[7,18,19-21].

3. 골밀도 검사와 진단 방사선 및 핵의학 검사 유효선량 비교

다양한 검사 및 절차에 대해 문헌에 보고된 유효선량의 대표 값과 범위는 Table 5에 나와 있다[22]. 하지만 이 문헌 1980년부터 2007년까지의 내용을 정리하였기 때문에 차이가 있을 수 있다. DXA를 이용한 검사는 일반 방사선 검사와 CT, 중재적 시술 및 치과 방사선학적 검사들보다 훨씬 적은 선량이 사용되는 것을 알 수 있으며, 핵의학 검사에 비교할 경우 상당한 선량의 차이가 있음을 알 수 있다.

4. DXA 검사에서 소아의 방사선 방호

소아는 흡수 장애 및 성장 지연을 동반한 염증성 장 질환, 내분비 장애 등의 만성장애 또는 질병의 약리학적 치료(암에 대한 화학 요법) 과정에서 BMD를 평가하거나 모

Table 4. Radiation doses associated with QCT protocols

Examination	Voltage (kV)	X-ray tube load (mAs)	Effective dose (mSv)
2D QCT spine, scout image and 3 slices of 10-mm thickness	80	125	0.06~0.3
3D MDQCT spine, L1~L2, pitch 1	120	100	1.5
3D MDQCT hip, pitch 1	120	150~200	2.5~3.0

Table 5. Comparison of effective doses of different radiological and nuclear medicine examination

Examination		Average effective dose (mSv)	Values reported in literature (mSv)
DXA	without CT	0.001	0.001~0.035
	with CT	0.04	0.003~0.06
Diagnostic radiology	PA study of chest	0.02	0.007~0.050
	Mammography	0.4	0.10~0.60
	Abdomen	0.7	0.04~1.1
	Lumbar spine	1.5	0.5~1.8
CT	Chest	7	4.0~18.0
	Abdomen	8	3.5~25
	Spine	6	1.5~10
	Coronary angiography	16	5.0~32
Interventional radiology	Coronary angiography (diagnostic)	7	2.0~15.8
	Abdominal angiography or aortography	12	4.0~48.0
Dental radiology	Panoramic radiography	0.01	0.007~0.090
	Dental CT	0.2	–

Examination		Effective dose (mSv)	Administered activity (MBq)	Effective dose (mSv/MBq)
Nuclear medicine	Cardiac stress-rest test (thallium 201 chloride)	40.7	185	0.22
	Bone (^{99m}Tc-MDP)	6.3	1110	0.0057
	Lung perfusion (^{99m}Tc-MAA)	2.0	185	0.011
	Tumor (^{18}F-FDG)	14.1	740	0.019

니터링하기 위해 밀도 측정이 필요할 수 있습니다. BMD 결정은 치료 수정을 초래할 수 있습니다. BMD 장비가 허용하는 경우 더 낮은 기술, 더 밀접하게 조준된 필드 크기 및 더 빠른 스캔 시간을 사용하여 어린이에게 더 적은 노출을 달성할 수 있습니다. 그러나 스캔 시간이 빠르면 해상도가 떨어질 수 있습니다. 조정이 가능하지 않다면 소아 환자는 더 큰 조사야 크기와 조직위에 놓이는 X선의 감쇠가 적기 때문에 내부 장기에 대한 더 높은 선량으로 인해 성인의 약 3배에 달하는 유효선량을 경험하게 된다[10]. 소아에서는 방사선량에 대한 고려가 가장 중요하며, DXA는 환자에게 낮은 유효 방사선량만을 가할 수 있도록 해야 한다. 이는 정당화 및 최적화라는 동일한 방사선 방호 원칙이 아동용 DXA 사용에 적용되기 때문이다[23]. 적절한 경우, 어린이의 경우 골밀도 측정을 위하여 정량적초음파검사(Quantitative ultra-sonometers: QUS)와 같은 비이온화 검사를 신중하게 고려해야 한다. 어린이는 방사선 민감도가 증가하기 때문에 DXA 절차의 최적화에 특별한 노력이 필요하다. 많은 DXA 장치는 종종 튜브 전

Table 6. Effective and organ doses for DXA and spine radiographs

Examination		Effective dose (mSv)
Adult	Spine	0.013
	Hip	0.009
Pediatric	Spine (5-year-old child, scan length 11.7 cm)	0.027
	Hip (5-year-old child, scan length 9.0 cm)	0.022
	Spine (10-year-old child, scan length 14.5 cm)	0.021
	Hip (10-year-old child, scan length 12.4 cm)	0.018

류가 감소하고 스캔 길이가 감소된 소아 프로토콜을 제공하며 이러한 기능은 어린이의 DXA 스캔을 수행할 때 활용해야 한다. 따라서 방사선사는 소아 검사의 최적화를 위한 적절한 방법에 대해 준비하여야 한다. 선량을 최소화할 수 있는 가장 보편적인 방법이 소아 환자의 검사 시 기본 성인 스캔 길이를 조정하기만 하면 선량을 크게 줄일 수 있다[10]. 또한 스캔 획득 동안 움직임으로 인한 아티팩트를 초래할 수 있기 때문에 어린이 협력을 높이고 움직임을 최소화하는 데 도움이 되도록 신뢰를 쌓기 위한 시간과 주의를 기울이는 것이 중요하다. 움직임에 의한 아티팩트는 반복 측정이 필요하고 이에 따라 선량이 증가한다. 따라서 함께 동반한 부모에게는 DXA 스캔 중에 자녀가 움직이지 않도록 도움을 요청하고, 방사선에 대한 정보를 공유하며 납 앞치마를 착용하도록 하여 반복 검사 횟수를 줄임으로써 방사선의 피폭을 최소한으로 해야 한다. Table 6은 성인과 소아의 DXA 검사 부위별 유효선량이 차이가 있음을 알 수 있다[14].

5. 직원의 방사선 방호 및 시설

DXA 사용에서 거의 모든 직원에 대한 방사선량은 산란 방사선에서만 발생한다. 직원의 방사선량에 대한 피폭 유무의 주요 결정 요인은 DXA 스캐너가 있는 방의 크기, 디자인 및 위치이다. 이는 인접한 지역의 방사선사가 받는 방사선량에 직접적인 영향을 미치기 때문이다. 그리고 선량의 또 다른 주요 결정 요인은 스캐너가 수행할 작업량, 즉 검사 건수이다. 산란은 테이블에서 1 m에서 예측된 연간 선량으로 보고된다(작업량은 하루에 20명의 환자로 가정됨). 산란 방사선은 펜슬 빔 시스템보다 콘 빔 및 팬 빔에서 더 크다[24]. 설계 수준이 0.3 mSv y^{-1}이므로 벽이

Table 7. The tissue weighting factors recommended by the ICRP

Tissue	Weighting factor
Bone marrow	0.12
Breast	0.15
Colon	0.12
Lung	0.12
Thyroid gland	0.03
Bone surfaces	0.03
Ovaries and testes	0.25
All other tissues	0.18
Total	1.00

테이블에서 1 m 이내에 있거나 작업자가 테이블 가까이에 앉을 필요가 있는 경우 팬 빔 및 콘 빔 시스템은 차폐가 필요하지만 펜슬 빔 시스템은 필요하지 않다[25]. 그리고 여성 근로자의 경우 임신을 할 경우 관리자에게 이 사실을 알리고 임신 기간 동안 태아 선량이 1 mGy 미만으로 유지되는가를 확인할 수 있다면 근무가 가능하다[24].

6. 고 찰

방사선 방호에 있어서 유효선량의 개념을 의학적으로 이용하고 있다. 유효선량은 실제 방사선의 흐름, 조사되는 조직의 부피, 해당 조직에서 방사선 발암의 상대적 위험 및 관련된 전리 방사선 유형(알파, 베타 입자, X선 및 감마선)을 고려하며 각각이 유도하는 이온화의 강도와 관련된 위해를 일으킬 가능성이 있다. 유효선량은 수많은 대안 중 가장 적절한 것으로 간주된다[26]. Table 7은 국제방사선방호위원회에서 유효선량을 계산하는 데 사용하도록 권장하는 조직 가중치이다.

방사선을 사람에게 이용하기 위해서는 검사의 정당화

와 방사선 방어의 최적화를 실현해야 한다. DXA 검사의 정당화를 위해서는 DEXA 시스템이 생성한 정보 품질과 환자 선량에 대한 평가가 필요하지만 많은 연구가 진행됨에도 불구하고 최근의 선량보고는 미흡한 편이다. 또한 DXA 최적화를 위해서는 불필요한 방사선 노출을 최소화해야 한다. 최적화를 위한 중요한 도구는 참조선량 기록을 수립하는 것이다. 용량 제한을 위해서는 DXA 시스템의 산란 평가가 필요하고, 운영자나 일반 대중에 대한 선량 한도를 위반할 수 있는지 여부를 결정할 수 있어야 한다. 따라서 DXA 참조 용량 추정하고 과다 노출의 잠재적 원인에 대한 조사 및 DXA 스캐너 환경의 구조적인 측면에도 노력을 기울여야 할 것이다.

7. 결 론

DXA의 방사선량은 관전압(kVp) 및 관전류(mA), 환자 크기, 영상 수, 영상 속도 및 스캔 길이와 같은 다양한 매개변수에 따라 다르다. 방사선사는 DXA로 검사를 하는 동안 이러한 매개변수 중 일부를 제어할 수 있다[27]. 그렇기 때문에 장비 및 검사자의 주기적인 방사선 방호 교육과 장비 및 검사자의 정도관리가 꾸준하게 진행될 경우 DXA 골밀도 검사에서 부당한 방사선의 피폭이 없을 것으로 판단된다.

사 사

본 논문은 2021년도 신한대학교 학술연구비 지원으로 연구되었습니다.

참고문헌

1. Kim HJ, Gil JW, Lee BY and Lee HK. 2020. Status of Diagnostic X-ray Equipment in the Republic of Korea, Division of Medical Radiation, Bureau of Healthcare Safety and Immunization, Korea Disease Control and Prevention Agency (KDCA).
2. Gil JW and Lee HK. 2020. Announcement of the number of national medical radiation cases and exposure doses for diagnosis from 2016 to 2019. Division of Medical Radiation, Bureau of Healthcare Safety and Immunization, Korea Disease Control and Prevention Agency (KDCA).
3. Disease statistics in daily life-100. 2018. Health Insurance Review & Assessment Service.
4. Ryan PJ. 1997. Overview of role of BMD measurements in managing osteoporosis. *Seminars in Nuclear Medicine WB Saunders* **27**(3):197-209.
5. Njeh CF, Fuerst T, Hans D, Blake GM and Genant HK. 1999. Radiation exposure in bone mineral density assessment. *Applied Radiation and Isotopes* **50**(1):215-236.
6. Kalender WA. 1992. Effective dose values in bone mineral measurements by photon absorptiometry and computed tomography. *Osteoporosis Int*. **2**(2):82-87.
7. Huda W and Morin RL. 1996. Patient doses in bone mineral densitometry. *Br. J. Radiol*. **69**(821):422-425.
8. Njeh CF, Apple K, Temperton DH and Boivin, CM. 1996. Radiological assessment of a new bone densitometer-the Lunar Expert. *Br. J. Radiol*. **69**(820):335-340.
9. Eiken P, Kolthoff N, Barenholdt O, Hermansen F and Nielsen SP. 1994. Switching from DXA pencil-beam to fan-beam. II: Studies in vivo. *Bone* **15**(6):671-676.
10. Blake GM, Naeem M and Boutros M. 2006. Comparison of effective dose to children and adults from dual x-ray absorptiometry examinations. *Bone* **38**(6):935-942.
11. Adams JE and Shaw N. 2004. A practical guide to bone densitometry in children. Camerton, Bath, UK: National Osteoporosis Society.
12. Larkin A, Sheahan N, O'connor U, Gray L, Dowling A, Vano E, Torbica P, Salat D, Schreiner A and Neofotistou V. 2008. QA/acceptance testing of DEXA X-ray systems used in bone mineral densitometry. *Radiat. Prot. Dosimet*. **129**(1-3):279-283.
13. Toombs RJ, Ducher G, Shepherd JA and De Souza MJ. 2012. The impact of recent technological advances on the trueness and precision of DXA to assess body composition. *Obesity* **20**(1):30-39.
14. Damilakis J, Adams JE, Guglielmi G and Link TM. 2010. Radiation exposure in X-ray-based imaging techniques used in osteoporosis. *European Radiology* **20**(11):2707-2714.
15. Guglielmi G, Damilakis J, Solomou G and Bazzocchi A. 2012. Quality assurance of imaging techniques used in the clinical management of osteoporosis. *Radiol. Med*. **117**(8):1347-1354.
16. Protection R. 2007. ICRP publication 103. *Ann ICRP* **37** (2.4):2.
17. Kalender WA, Buchenau S, Deak P, Kellermeier M, Langner O, van Straten M and Wilharm S. 2008. Technical approaches to the optimisation of CT. *Physica Medica* **24** (2):71-79.
18. Engelke K, Adams JE, Armbrecht G, Augat P, Bogado CE, Bouxsein ML, Felsenberg D, Ito M, Prevrhal S. Hans DB,

Lewiecki E.M. 2008. Clinical use of quantitative computed tomography and peripheral quantitative computed tomography in the management of osteoporosis in adults: the 2007 ISCD Official Positions. *Journal of Clinical Densitometry* **11**(1):123-162.

19. Kalender WA. 1992. Effective dose values in bone mineral measurements by photon absorptiometry and computed tomography. *Osteoporos* **2**:82-87.
20. Khoo BCC, Brown K, Cann C, Zhu Kun, Henzell S, Low V, Gustafsson S, Price RI and Prince RL. 2009. Comparison of QCT-derived and DXA-derived areal bone mineral density and T scores. *Osteoporos* **20**:1539-1545.
21. Engelke K, Libanati C. Liu Y, Wang H, Austin M, Fuerst T, Stamp B, Timm W, Genant HK. 2009. Quantitative computed tomography (QCT) of the forearm using general purpose spiral whole-body CT scanners: accuracy, precision and comparison with dual-energy X-ray absorptiometry (DXA). *Bone* **45**:110-118.
22. Mettler FA, Huda W, Yoshizumi TT and Mahesh M. 2008. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog. *Radiology* **248**(1):254.
23. No, IAEA Safety Series. 1996. International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources.
24. Patel R, Blake GM, Batchelor S and Fogelman I. 1996. Occupational dose to the radiographer in dual X-ray absorptiometry: a comparison of pencil-beam and fan-beam systems. *Br. J. Radiol*. **69**(822):539-543.
25. Sheahan NF, Dowling A, O'Reilly G and Malone JF. 2005. Commissioning and quality assurance protocol for dual energy X-ray absorptiometry (DEXA) systems. *Radiat. Prot. Dosimet*. **117**(1-3):288-290.
26. Baim S, Wilson CR, Lewiecki EM, Luckey MM, Downs Jr RW and Lentle BC. 2005. Precision assessment and radiation safety for dual-energy X-ray absorptiometry: position paper of the International Society for Clinical Densitometry. *Journal of Clinical Densitometry* **8**(4):371-378.
27. Messina C, Albano D, Gitto S, Tofanelli L, Bazzocchi A, Ulivieri FM, Guglielmi G, Sconfienza LM. 2020. Body composition with dual energy X-ray absorptiometry: from basics to new tools. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery* **10**(8):1687.