ISSN (Print) 1598-5385
ISSN (Online) 2233-6648
≪해설논문≫ Journal of the Korean Magnetics Society 30(6), 233-238 (2020) https://doi.org/10.4283/JKMS.2020.30.6.233

Clinical Application and Future of the Latest CT

Jae-Seok Kim
Dept. of Radiology, Ajou University Hospital, Suwon 16499, Korea

Min-chelol Jeon*
Dept. of Radiology, Daejeon Health Institute of Technology, Daejeon 34504, Korea

Man-Seok Han*
Dept. of Radiological Science, Kangwon National University, Samcheok 26949, Korea

(Received 4 November 2020, Received in final form 13 December 2020, Accepted 16 December 2020)

Computed tomography is highly evaluated for its diagnostic excellence through rapid technological progress. Among them, coronary CT, which diagnoses heart disease, is helping to keep the golden time of heart disease treatment. Recently, dual-energy CT, which is widely used in heart and uric acid stones, not only increases the usefulness of the examination, but also decreases the patient's exposure dose. In the future, multi-energy computed tomography is expected to expand the development of new technologies such as photon counting detector, fusion with 3D printing technology, machine learning analysis in medical imaging, and introduction of artificial intelligence technology.

Keywords : computed tomography, coronary artery, stone, dual energy, fusion, CT and AI

최신 CT의 임상적 적용과 미래

김재석
아주대학교병원 영상의학과, 경기 수원시 영통구 월드컵로164, 16499

전민철*
대전보건대학교 방사선과, 대전시 동구 충정로 21, 34504

한만석*
강원대학교 방사선학과, 강원 삼척시 도계읍 황조길 346, 25949

(2020년 11월 4일 받음, 2020년 12월 13일 최종수정본 받음, 2020년 12월 16일 게재확정)

전산화단층촬영은 빠른 기술적 진보를 통해서 진단의 우수성을 높게 평가 받고 있다. 그 중 심장 질환을 진단하는 관상동맥 CT는 심장 질환 치료의 골든타임을 지킬 수 있도록 돕고 있다. 최근 심장 및 요산 결석 등에서 많이 사용되고 있는 듀얼 에너지 CT는 검사의 유용성을 증가시켰을 뿐만 아니라, 환자의 피폭선량 또한 감소시킨다. 향후 다중 에너지 전산화단층촬영은 광자계수 검출기, 3D 프린팅 기술과의 융합, 의료영상 분야의 머신러닝 분석과 인공지능 기술의 도입 등 새로운 기술 개발이 확대될 것으로 사료된다.

주제어 : 전산화단층촬영, 관상동맥, 결석, 듀얼 에너지, 융합, CT와 AI

© The Korean Magnetics Society. All rights reserved.
*Corresponding author: Tel: +82-42-670-9170,
Fax: +82-42-670-9570, e-mail: 99jmc@hanmail.net
Tel: +82-33-540-3383,
Fax: +82-33-540-3389, e-mail: angio7896@naver.com

I. 서 론

전산화단층촬영은 X-선원과 검출기가 피사체 주변을 회전하면 다양한 각도에서 수백장의 2차원 영상을 획득한 후, 재구성 과정을 통해 단면 영상을 구현하고, 영상의 값을 기준 물질에 대한 상대적인 수치로 나타내는 원리를 갖는다. 이와 같은 원리를 통해 일반 X선 촬영에 비해 양질의 영상을 제공할 수 있는 장점을 갖는다. 하지만 수백장의 2차원 영상을 획득하는 과정에 의해 방사선 피폭량이 증가하고 인체를 대상으로 시행할 경우 방사선 피폭에 대한 부작용을 초래할 수 있다[1]. 1990년대 후반 여러 개의 검출기를 장착한 MDCT (Multi-detector Computed Tomography)가 등장하면서 빠른 기술의 진보를 통해 CT 역사는 빠르게 발전해왔다. 본 연구는 CT의 최신 임상 적용과 미래에 대해 알아보고자 한다.

II. CT 검사의 임상 적용(Coronary CT)

CT의 발전 과정에서 인체 내 기관 중 불수의적으로 움직이는 심장을 검사하는 것은 CT 검사에서 가장 어려운 영역이었다. 그러나 Multi-detector 발전으로 심장 CT는 관상동맥의 동맥경화를 비 침습적으로 평가할 수 있는 가용한 유일한 검사 방법으로 자리매김하였으며, 심장은 불수의적으로 움직이는 인체 내의 기관으로 아주 짧은 시간에 영상을 획득해야 하므로 CT 장치의 놀라운 기술력을 대변해 주기도 한다. 그러므로 심장 CT의 영상획득 능력은 CT 발전의 척도라고 생각된다.

심장의 영양공급을 위한 관상동맥은 협착의 중증도 외에 협착 부위 및 비 협착 관상동맥 경화 유무와 동맥경화의 특성에 대해 종합적인 정보를 제공해 준다. 또한 심장 CT를 이용하여 관상동맥 협착을 평가하는 것은 기존의 심장 혈관 조영술과 비교할 때 민감도와 특이도가 매우 높고 음성 예측도는 95~99%에 달한다고 보고된 바[2], 심장 CT는 Fig. 1의 영상에서 볼 수 있듯이 3차원의 Volume Rendering 영상과 혈류량에 따른 지도화를 구현하여 단기간 내 심장혈관 질환의 평가를 위한 주요 검사 도구로 자리매김하였다.

심장 CT는 관상동맥 질환을 감별해 내는 데 있어 민감도가 높을 뿐 아니라 유의한 관상동맥 질환이 없음을 판별하는 음성 예측률이 매우 높아 급성 흉통 환자의 치명적 원인인 관상동맥 질환을 배제하는 데 있어 가장 효용성이 높은 것으로 여겨지고 있다. 관상동맥 질환의 위험도가 낮은 환자군을 대상으로 응급실에서 관상동맥 질환을 배제하기 위한 목적으로 심장 CT를 적용하였을 때 진단까지의 시간 및 비용을 현저하게 줄일 수 있었으며[3], 우리나라 의료상황에서도 대다수 환자에서 심장 CT를 초기 검사로 도입하였을 경우 불필요한 입원을 효과적으로 감소시킬 수 있다[4].

급성 관상동맥 증후군이 의심되는 흉통을 주소로 응급실에 내원한 환자 중에서 관상동맥 질환의 위험도가 중등도 이하이고, 심전도 검사나 심장 표지자 검사에서 특이소견을 보이지 않는 환자들을 대상으로 초기 검사로 심장 CT를 적용하는 것은 시간을 촉박하게 다루는 의료현장에서 심장 CT의 유용함이 극대화된 사례로 볼 수 있으며, 심장 질환 치료의 골든타임을 지킬 수 있는 계기가 되었다. 또한 심장 CT 검사는 6~8초 정도의 호흡을 멈출 수 있어야 검사가 가능했으나 현재의 장치는 호흡보다는 심박수에 중점을 둔다.

심박수가 정상치보다 높은 경우 짧은 시간에 심장의 움직임이 많기 때문에 움직임 허상(Motion Artifact)이 많았지만 현재는 CT 장치의 발전으로 인해 ECG 동조화와 함께 높은 심박수도 진단 가치가 있는 영상이 촬영되며, 영상의 질이 나빠지는 대부분의 경우는 심박수가 올라갔다 내려갔다 하는 변동률이 큰 경우에 영상의 질이 떨어지게 된다. 심박수가 일정하

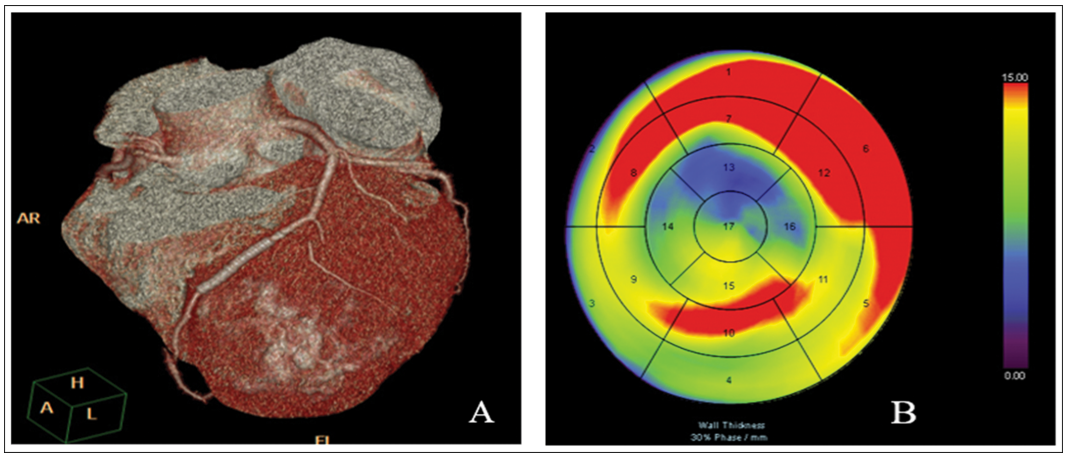

Fig. 1. (Color online) A Coronary artery volume rendering image. B Map of heart CT according to blood flow.

면 영상의 문제는 거의 없다. 결론적으로 심박수가 높아도 일정하기만 하면 문제없다. 검사 전 복용하는 약으로는 미세혈관을 확장키기 위해 니트로글리세린(Nitroglycerin)을 사용하며, 심박수조절을 위해 베타 블로커(Beta blocker)를 사용한다.

심장 CT를 시행하는 경우 재원 시간의 단축은 있었으나, 방사선 노출이 증가하고, 추가적인 검사에 따라 전체 치료비용은 줄이지 못했다는 부정적인 측면도 동시에 보고된 바 있어, 심장 CT 뿐만 아니라 모든 CT 검사 적용 시 이에 대한 고려가 함께 필요하겠다[5].

III. 듀얼 에너지 CT(DE - CT)

2000년대 초반 까지만 해도 CT 장비의 발전은 하나의 X 선원 당 많은 검출기 수를 장착함으로써 기존보다 더 빠르고 넓은 검사 범위를 가능하게 하는 검출기 수의 경쟁이라 하여도 과언이 아니었다. 이에 반해 듀얼 에너지는 다른 에너지 준위의 두 X 선(80 kV와 140 kV, 혹은 100 kV와 140 kV)이 특정 물질에서 일으키는 감쇠 정도의 차이가 있다는 사실에 착안하여 물질의 종류를 구분할 수 있다는 원리를 이용한 방법이다[6]. 따라서 기존의 단일 선원 CT에서는 에너지 분리가 불가능하여 물질을 투과한 모든 스펙트럼이 중첩된 영상(Polychromatic Image)을 만들었던 것과는 달리 듀얼 에너지 CT에서는 서로 다른 X 선원이 물질을 투과하고 감약된 에너지를 선택적으로 재구성하여 에너지 파형에 따른 단일 에너지 파형의 CT 영상(Monochromatic Image) 획득이 가능해졌다.

이러한 원리를 통해 임상적으로 CT 검사를 진행하여 비뇨기계통의 칼슘 결석과 요산 결석을 구분하거나 조영제의 주성분인 요오드와의 구별을 통해 비뇨기계 종양의 조영증강을 진단하고 있다. Fig. 2A는 복부 축 방향 저 선량 단일 에너지 영상으로 급성 옆구리 통증이 있는 남성 환자의 왼쪽 신장에 있는 8 mm 결석을 보여준다. Fig. 2B는 동일한 슬라이스 위치에서 듀얼 에너지 후처리 워크스테이션(Post Processing Workstation)의 색상 코드 표시(Color Code Display)는 결석의 구성 성분을 보여주며 화살표의 파랑색은 신장결석(Kidney Stone)이 요산(Uric Acid)으로 구성되어 있음을 나타낸다.

이와 같이, 동시에 다른 에너지 준위의 X 선을 투과하기 위해 몇 가지 방법이 개발되었는데, 듀얼 선원 CT(Dual -

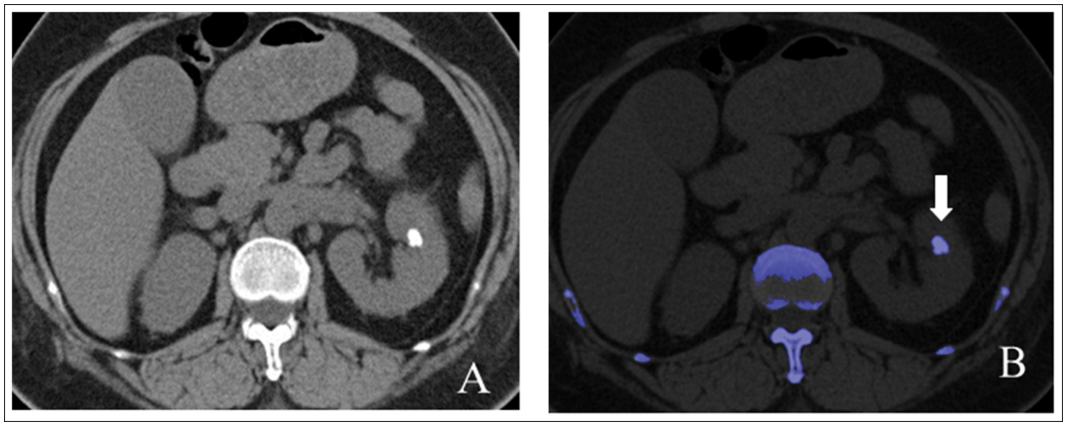

Fig. 2. (Color online) Kidney Stone analysis capability of dual energy CT.

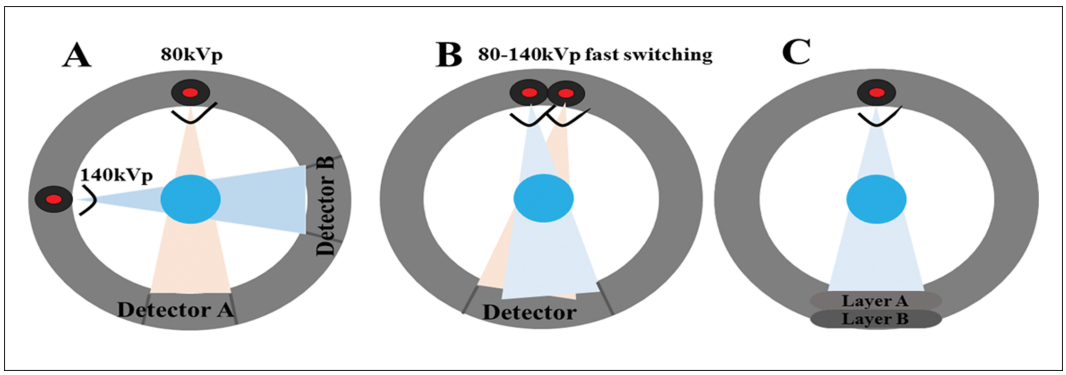

Fig. 3. (Color online) Schematic diagram of the advanced direction of dual energy CT.

Source CT)를 사용하여 이중 에너지 CT를 구현하는 방법이 비교적 초기에 개발되었고 많은 연구가 수행되었다. 듀얼 선원(Dual source) CT는 Fig. 3와 같이 2개의 X선 발생기와 2개의 검출기 조합으로 구성되며 A의 단계에서 C의 단계로 발전하였고, C는 각 발생기에서 같은 양의 X선이 방출되어 그 합한 양이 기존 CT의 방사선량과 같도록 설계되어 있다.

최근 임상적으로 CT 검사의 유용성은 주로 갠트리(Gantry) 회전 속도 증가와 종 방향 검출기(Detector) 크기 증가의 시너지 효과로 스캔 속도를 크게 증가시켰을 뿐만 아니라 환자의 방사선 피폭으로 인한 리스크와 진단학적 이익에 수반하여 다양한 방사선 피폭 선량 감소에 역점을 두어 개발되었다[7].

CT 영상은 픽셀 값과 CT 넘버로 대변되며 서로 다른 인체에 상당한 중첩을 갖는 선형 감쇠 계수(μ)에 전적으로 의존하기 때문에 연부조직을 자세히 묘출하기에는 내재적인 한계가 있다. 선형 감쇠 계수는 X 선 광자 사이의 두 가지 물리적 상호 작용의 결과이며, 저 에너지 영역에서 우세한 광전흡수와 고 에너지영역에서 우세한 컴프톤 산란(Compton scattering)의 합이라고 설명할 수 있다. 컴프톤 산란은 물질의 전자 밀도(ρe)에 크게 의존하며, 광전 효과는 원자번호 (Z)에 비례하고 입사 광자 에너지 (E)에 반비례한다. 광전 효과가 강한 칼슘, 요오드, 바륨과 같은 소수의 원자만이 광전효과가 약한 다른 신체 조직과 쉽게 구별할 수 있다. 이와 관련하여 2006년 1 세대 듀얼 선원(Dual source) CT 시스템으로 도입된 듀얼 에너지 CT는 두 개의 서로 다른 X-ray 에너지 스펙트럼을 사용하여 피사체 물질을 차별화하여 영상을 개선할 수 있었다.

듀얼 에너지 CT의 장점으로는 고 에너지 영역 노이즈(Noise) 감소이며, 공간 분해능(Spatial Resolution)을 유지시키며, 공간영역의 노이즈를 감소시켜 반복적 재구성(Iterative reconstruction)과 그로 인한 시너지 효과를 나타낸다. 영상의 잡음을 최적화하여 가상의 단일 에너지 저 keV 영상에서의 증가되어진 요오드 대 노이즈 비율(Iodine contrast to noise ratio)은 요오드 조영제의 양을 줄이고, 작은 혈관을 자세히 묘출하는데 유용하다. 그러나 어깨 및 골반과 같은 두꺼운 신체 영역에서 빔 경화(Beam Hardening) 현상 및 광자 고갈 아티팩트(Photon Starvation Artifacts)는 낮은 keV 영상에서 여전히 두드러진다.

흉부 CT 검시 시 40 keV에서 어깨부분의 빔 경화 및 광자 고갈 아티팩트(Photon Starvation Artifacts)가 발생하며 60 keV에서는 감소한다. 이것은 높은 keV에서 요오드 대 노이즈 비율(Iodine contrast to noise ratio)이 점차 감소하기 때문에 환자의 크기와 신체 부위에 따라 전체적으로 최적의 영상 품질을 약 60 keV로 얻을 수 있다[8].

듀얼 에너지를 이용한 응용기법으로는 금속물질로 인한 X 선속 경화(Beam Hardening) 인공물을 줄일 수 있는 MAR (Metal Artifact Reduction)와 요오드, 물 성분만을 분리시켜 영상화한 물질 분해(Material Decomposition) 기법 그리고 에너지 세기에 따른 HU(Hounsfield unit) 변화 커브를 들 수가 있다[9]. mA나 kVp를 높이는 방식(대조도가 낮아지는 단점이 있음)과 연부 조직(Low Frequency) 재구성 필터를 적용하는 방식과 같은 단순한 방식에서부터 금속 인공물 감약에 효과적인 방식인 재구성 알고리즘에 초점을 둔 “적정 필터링”(Adaptive Filtering) 방법, 보정 알고리즘을 이용한 “반복 재구성(Iterative Reconstruction) 방법 그리고 Raw Projection Data에서 금속을 대체하는 방식인 “프로젝션 보간법”(Projection Interpolation)을 들 수가 있다[10].

Fig. 4는 듀얼 에너지 CT로 검사한 발목부위에 금속물질을 삽입 수술 후 CT 촬영 영상이다. A영상은 100 kVp 영상이며, B영상은 140 kVp 영상이고, C 영상은 A와 B의 영상을 재구성 필터를 적용하여 C 영상을 구현해 냈으며, 금속물질 부위의 금속 인공물을 감소시킬 수 있다.

또한 최근에는 후처리 워크스테이션(Post Processing Workstation)의 발전으로 G사의 장비의 경우 Fig. 5와 같이 금속인공물을 손쉽게 감소시키는 플랫폼(Platform)이 개발되었

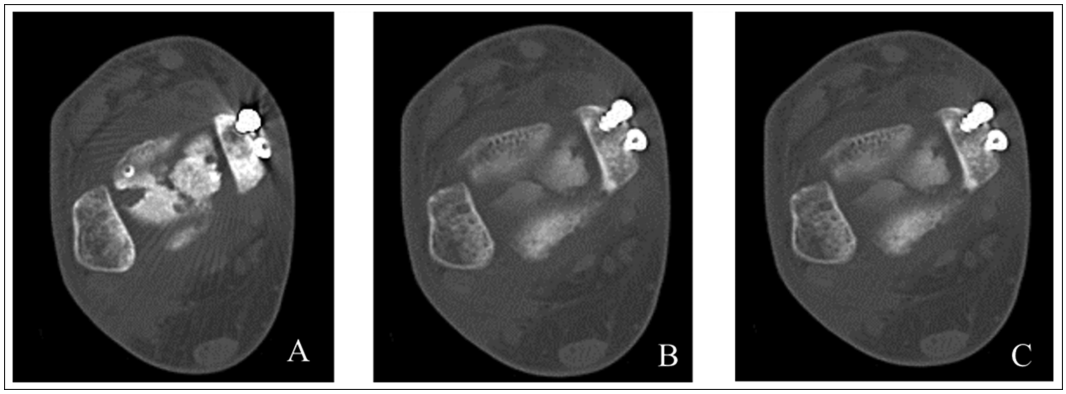

Fig. 4. Dual energy CT metal artifact reduction (MAR).

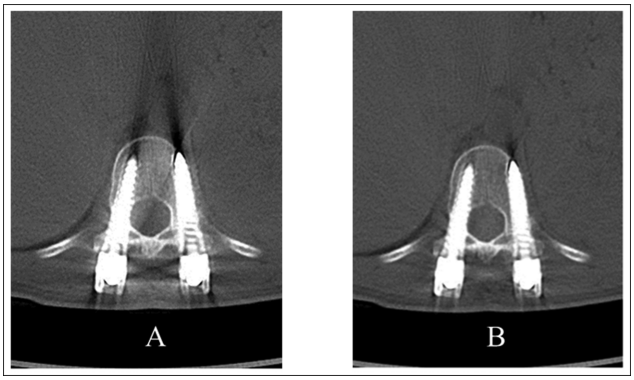

Fig. 5. Siemens metal artifact reduction post-reconstruction workstation.

다. iMAR로 불리는 워크스테이션은 기존의 듀얼 에너지를 필요로 하지 않으면서 소위 두꺼운 뼈에 속한 척추와 고관절 부위에 금속 인공물 제거가 후처리 재구성(Post reconstruction)을 통해 이루어지고 있다.

또 다른 듀얼 에너지 CT의 장점으로는 듀얼 에너지 CT로 얻은 스펙트럼 정보는 CT 혈관조영술에서 뼈에서 요오드를 분리하는데 사용할 수 있다는 점이다. CT 혈관조영술의 경우 이중 에너지를 이용한 뼈 제거 영상은 동등한 방사선 노출 및 후 처리 시간 동안 임계값(Threshold) 기반 단일 에너지 기술보다 뼈를 제거하는 오류가 훨씬 적다. 듀얼 에너지 뼈 제거방식은 더욱 확장되어진 스펙트럼 영역의 분리 오차이며, 듀얼 에너지 CT 데이터의 높은 듀얼 에너지 환산 비율 또한 영상을 품질 개선에 우수하다. 듀얼 에너지 뼈 제거 영상의 품질은 종종 Pre 및 Post 스캔을 사용하는 혈관조영실에서 시행하는 Digital Subtraction Angiography(DSA) 기술 보다 좋지 않을 때도 있다. 그럼에도 불구하고 듀얼 에너지 CT Angiography의 경우 3D(3-Dimention) 시각화를 위한 듀얼 에너지 후 처리(Post processing) 기법이 단일 에너지 CT의 임계 값(Threshold) 기반 뼈 제거 기법 보다 더욱 우수하다. 최종적으로 듀얼 에너지 혈관조영술은 우수한 품질의 뼈가 제거된 MIP(Maximum intensity projection) 영상과, Volume Randering 영상을 획득할 수 있다[11].

IV. 코로나19와 CT의 미래

CT를 활용한 질환 진단 및 치료는 계속 확대되고 있습니다. 각종 암 진단은 물론이고 혈관질환 심장질환등 많은 질환을 구별해 내는데 활용되고 있다.

코로나19에 따른 여파로 긴 검사시간을 요하는 PCR 검사보다 검사시간이 수분이내에 이루어 지는 폐 CT의 유용성이 학계의 주목이 되었다[12].

폐 CT는 코로나19 확진 여부를 진단할 수 있는 인공지능 솔루션을 개발되었고, 이 알고리즘들을 개발하기 위해 5천명 이상의 확진자 영상 데이터를 적용하였으며, 불과 20초 안에 96%의 정확도로 코로나19 의심 환자를 진단할 수 있다.

우리나라 인공지능 업체인 루닛(Lunit)은 흉부엑스레이 영상을 단 몇 초 만에 분석해 폐렴 등 폐의 비정상 소견을 99%의 뛰어난 정확도로 검출해 주는 의료 영상 인공지능 업체로 알려져 있으며, 보통 영상의학과 전문의가 폐의 영상 30여장을 판독하는 데 보통 5분 정도 걸리는데 인공지능을 활용하면 시간이 10배 이상 단축되므로 의사들의 격무를 줄이고 의사부족 사태에도 대처할 수 있을 것으로 기대한다.

레드로직스(RADlogics)라는 이스라엘과 미국과학자들의 공동으로 설립한 의료 분야 분석 소프트웨어 기업이며 폐의 CT 영상을 관찰하고 코로나19 확진 여부를 판단한다[13].

코로나19 확진 환자를 대상으로 폐의 CT 영상을 촬영한 결과 폐 결절 환자에게 보이는 뿌연 간유리음영(Ground Glass Opacity: GGO)과 같은 비정상적 소견이 발견된다는 사실을 확인했다. 인공지능 알고리즘을 적용해 테스트한 결과 기존 테스트에서 음성반응을 보였던 사람 가운데 48%가량이 양성 진단을 받았으며 전체적으로 98%의 정확도를 보였다[13].

이처럼 앞으로 다가올 포스트 코로나19 시대는 코로나 바이러스로 인한 영상 데이터 축척과 인공지능을 활용한 질병 진단의 정확도를 높이면서 이른시간에 환자의 진단과 치료를 함으로써 기존 진단법보다 오진율을 크게 줄이며 신속한 의료서비스로의 변화가 기대된다.

V. 결 론

지금까지 전산화단층촬영의 임상적 적용에 대하여 알아보았다. 인체의 미세부분 까지도 진단이 가능한 전산화 단층촬영은 현재 급성 심장 및 뇌혈관성질환 환자에게 있어 영상진단에 신속하게 검사할 수 있는 1차적 진단 의료장비이다. 최근 반복 재구성 기술, 저 선량을 활용한 영상 획득, 이중 에너지 등의 개발로 기존 전산화 단층 촬영에서의 문제가 되었던 환자 피폭선량과 연조직의 해상력 문제가 감소되고 있다. 또한 최근 코로나19 방사선학적 관점은 주로 CT 결과에 초점을 맞추고 있는데, 이는 흉부 엑스레이보다 CT가 코로나19의 1차 진단 방법으로 사용되며 민감도가 우수하다는 결과로 말미암아 전산화 단층촬영은 더욱 증가할 것으로 예상되어 향후 다양한 영상 재구성 기법, 다중 에너지 CT, 광자 계수 검출기(Photon Counting Detector), 3D 프린팅 기술과 CT 3D 영상과 융합(fusion), 의료영상 분야의 머신러닝 분석과 인공지능 기술의 도입 등 새로운 기술 개발이 확대될 것으로 사료된다.

References

[1] S. W. Lee, The Magazine of the IEIE **44**, 3 (2017).
[2] M. J. Budoff, J. Am. Coll. Cardiol. **52**, 21 (2008).
[3] J. A. Goldstein, M. J. Gallagher, W. W. O'Neill, M. A. Ross, B. J. O'Neil, and G. L. Raff, J. Am. Coll. Cardiolgy **49**, 8 (2007).
[4] S. A. Chang, S. I. Choi, and E. K. Choi, Am. Heart J. **156**, 2 (2008).
[5] U. Hoffmann, Q. A. Truong, and D. A. Schoenfeld, N Engl. J. Med. **367**, 4 (2012).
[6] T. G. Flohr, H. Bruder, K. Stierstorfer, M. Petersilka, B. Schmidt, and C. H. McCollough, Medical Physics **35**, 12 (2008).
[7] H. W. Goo and J. M. Goo, Korean J. Radiology **18**, 4 (2017).
[8] S. R. Pomerantz, S. Kamalian, D. Zhang, R. Gupta, O. Rapalino, D. V. Sahani, and M. H. Lev, Radiology **266**, 1 (2013).
[9] M. Joshi, S. Aluri, K. Procknow, D. A Langan, and D. S. Sahani, Physics. of Medical Imaging (2010).
[10] P. T. Liu, W. P. Pavlicek, M. B. Peter, M. J. Spangehl, C. C. Roberts, and R. G. Paden, Skel. Radiology **38**, 8 (2009).
[11] B. Schulz, K. Kuehling, W. Kromen, P. Siebenhandl, M. J. Kerl, and T. J. Vogl, European Journal of Medical Research **199**, 5 (2012).
[12] D. Singh, V. Kumar, V. Yadav, and M. Kaur, Eur. J. Clin. Microbiol. Infect. Dis. **39**, 1379 (2020).
[13] T. Alafif, A. M. Tehame, S. Bajaba, A. Barnawi, and S. Zia, Journal of Latex Class Files **14**, 8 (2020).