vol. 20, 2021

제20회
ON LINE 미추홀 학술대회
The 20th Michuhol Academic Conference, IRTA

"New 패러다임, 그 중심의 IRTA"

사단법인 대한방사선사협회 인천광역시회
The society of incheon radiological technologist association


www.withhealthcare.com
With Safety
With Omnihexol
New manufacturing process
Innovation non-ionic
Low osmolar and Contrast agent
Omnihexol Inj. 350
Iohexol 350mgI/mL
130mL × 1Vial
omnihexol® Inj.
iohexol 300mg / 350mg
판매원 :
WITH HEALTHCARE
위드헬스케어

Truelight

Greeting

It is nice to meet you.

Since 2001, we have been manufacturing radiation shield products.
Our radiation shield aprons developed with lead-free materials are very popular among our customers who use them in operating rooms and nuclear industries.

We promise to develop better products and we will soon lead the global market in this field.

Thank you.

Colors

Several colors are available.
And logos can be printed on them.
Any colors are available for OEM

1 Dark Olive green
2 Orange red
3 Blue
4 Pink
5 Dark Blue
6 Lime light
7 Black

Zone Barrier

Model : N-XR-g-8-L

Easy clean outer fabric
○ Developed by Cworld
○ Waterproof
○ Easy to clean

Inner
○ Polyesther fabric

Motorized Up and Down
○ Wired remote controller

Caster with lock

Protect yourself during X-Ray-monitored surgery

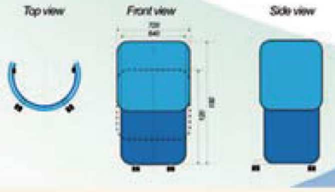
Core material ○ Lead only
Color secletion ☐ Olive green ☐ Orange red ☐ Blue ☐ Pink ☐ Dark blue

*** Color samples may not represent an exact color match.*

Protection ☐ Lower shield - 0.5 mmPb / Upper shield - 0.5 mmPb
☐ Lower shield - 1.0 mmPb / Upper shield - 1.0 mmPb
Outer ○ Waterproof nylon
Inner ○ Waterproof nylon

Zone Barrier protects from the radiation on medical personnel during X-Ray monitored surgery.
The height can be adjusted from 120Cm to 150Cm according to user height.

Dimensions



Radi-guard

Radi-guard, Nicemedica Radiation Protective Goggles have comfort frame design, constructed of Cellulose acetate.

Front and lateral side protection ensures maximum protection with 0.12mmPb lead equivalency.
Tru-guard comes with Acrilic lenses to minimize weight.

Red and blue colored frames are available.

X-Ray Protective eyewear - Acrylic Lead

[Model : N-XR-E-1 (Red)]

[Model : N-XR-E-1 (Blue)]

Flip-up glasses to ensure wearing **Radi-guard** in addition to your normal glasses.

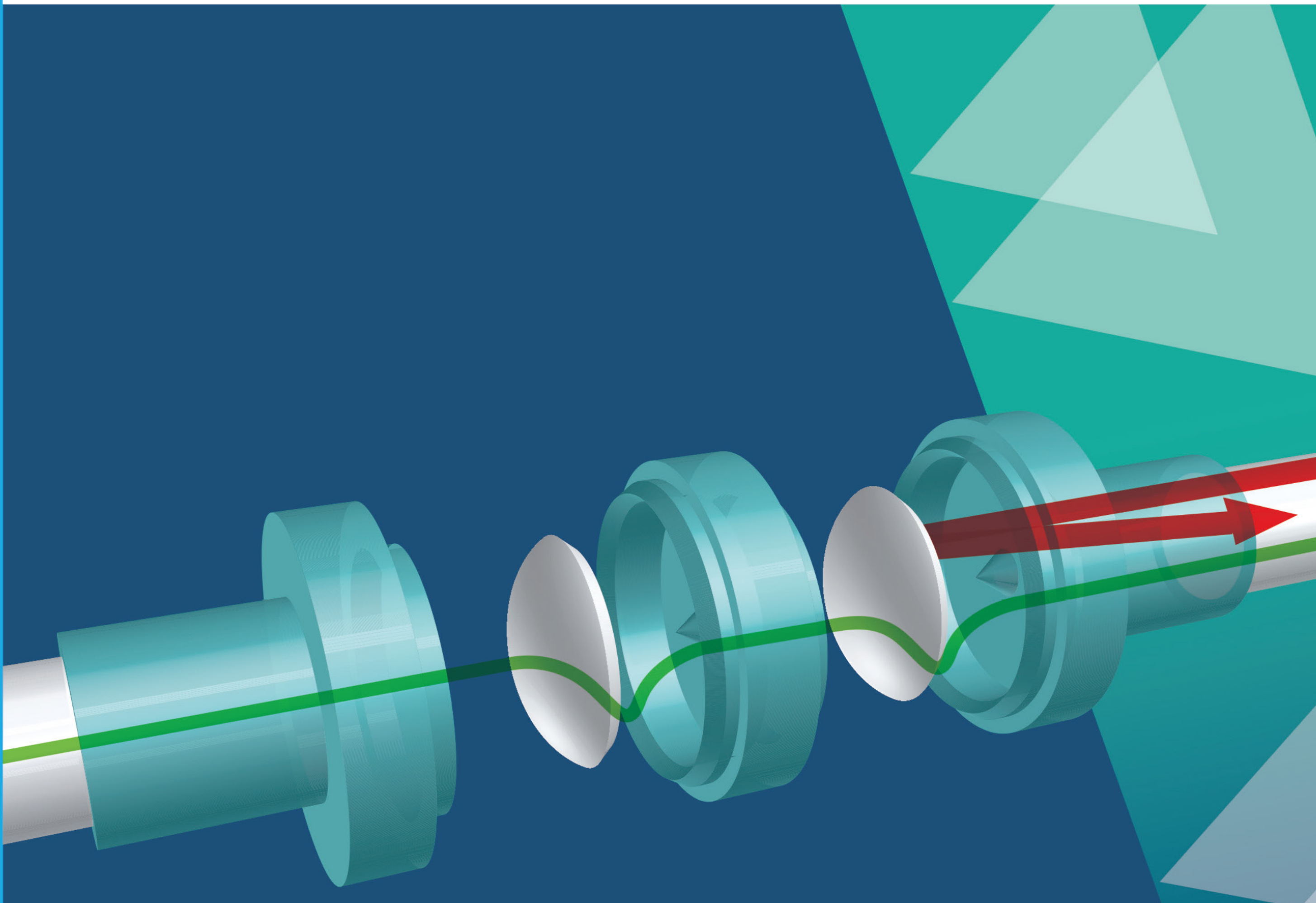
Specifications

Lens material	Acrylic lens
Frame material	Cellulose acetate
Weight	70g
Lead equivelancy / Front	0.12mmPb
Lead equivelancy / Side	0.12mmPb
Approx. Size	16Cm (L) x 5.5Cm (H)
Color	Red / Blue

NICEMEDICA
www.nicemedica.co.kr
E) eugene@nicemedica.co.kr
T) 82-10-4853-5301 **F)** 82-2-385-5302
Address) 928Ho, Dongmoon tower 2cha, #358-25, Hosu-ro, Goyang-si, Korea.

secufill®

BIOLOGICAL EFFICIENCY AND SAFETY of secufill® patient line



ADVANCING PATIENT SAFETY

Guerbet | COMMITTED

• 수입 및 판매원: 게르베 코리아㈜ 서울특별시 강남구 테헤란로38길 10, 6층

The society of incheon radiological technologist association

제20회 미추홀 온라인 학술대회

The 20th Annual Michuhol Academic Conference

"New 패러다임, 그 중심의 IRTA"

(사)대한방사선사협회 인천광역시회
The society of incheon radiological technologist association

The 20th Annual Michuhol Academic Conference
Abstract & Program Book

대회사	05
축사	06
제16대 대한방사선사협회 인천광역시회 임원	10
인천광역시회 학술위원회	11
학술대회 Time table	12
학술대회 Contents	14
학술대회 프로그램	15
Announcement	17
– 초청 강연	18
– Radiological Technologist Session 국내 외 회원	52
인천광역시회 미추홀 학술투고규정	123

The society of incheon radiological technologist association

㈔대한방사선사협회 인천광역시회 회장 **차상영**

존경하는 인천광역시회 회원 여러분 안녕하십니까?

사랑이 넘쳐나고 초록의 향연이 짙어지는 계절의 여왕 5월에 모든 일정을 뒤로하고 학술대회에 참석해주신 회원 여러분께 먼저 감사의 인사를 드립니다.

또한 바쁘신 중에도 이 자리를 빛내 주시기 위해 참석해주신 인천광역시회 전임회장님과 원로 선배님, (사)대한방사선사협회 조영기 협회장님, 시도회장님, 인천의료기사연합회 김오봉 회장님, 그리고 성공적인 학술대회를 위해 축사를 보내주신 일본 후쿠오카현 방사선기사회 Yasuhiko Nakamura 회장님께 감사의 말씀을 드립니다.

오늘은 "New 패러다임, 그 중심의 IRTA" 라는 주제로 제20회 온라인 미추홀 학술대회를 개최합니다. 20년이란 세월동안 학술대회가 진행되어 오면서 양적인 면과 질적인 면에서 많은 성장을 이루어 왔고, 앞으로도 더 발전하는 학술대회가 되리라 확신합니다.

회원 여러분!

우리 인천광역시회에서는 올해 시회 회관을 개관하여 1~2차에 걸친 보수교육을 진행하였고, 지금 하고 있는 미추홀 학술대회 및 앞으로 있을 보수교육도 이곳에서 안정적으로 진행해 나갈 예정입니다. 앞으로 이곳에서 회원들을 위한 교육과 병원 별 소회의 등 회원들이 필요시 사용할 수 있는 공간으로 활용할 예정이며, 제16대 공약사항 중 하나인 초음파 교육이 하반기에는 이곳에서 이루어질 수 있도록 준비하고 있으니 회원 여러분들의 많은 관심과 교육 시 적극적인 참여를 부탁드리겠습니다.

이번 학술대회는 작년 11월에 이러 6개월만에 개최되는 학술대회입니다.

반년이라는 짧은 기간에 다시 학술대회를 개최할 수 있었던 것은 회원들의 학술에 대한 열정과 성공적인 학술대회를 위해 부단히 노력해주신 학술위원장님과 간사님, 그리고 학술위원님들의 노고가 있었기에 가능했다 생각됩니다.

그리고 오늘 학술대회 발표를 위해 논문을 준비해 주신 회원들과 특강을 준비해 주신 강사님, 보이지 않는 곳에서 묵묵히 제 역할을 하고 계신 임원분들과 학술대회 성공을 위해 물심양면으로 많은 도움을 주신 관계자 여러분께도 진심으로 감사드립니다.

가정의 달 5월에 기쁨 가득한 하루 하루 보내시기 바라며, 회원 여러분의 가정과 직장에 건강과 행운이 늘 함께 하시기를 기원합니다. 감사합니다.

2021년 5월 8일

사단법인 대한방사선사협회 인천광역시회 회장 차 상 영

Chasang Young

㈔대한방사선사협회 회장 **조영기**

존경하는 사단법인 대한방사선사협회 인천광역시회 회원 여러분!

지속되는 코로나19 감염 확산에도 불구하고 사명감과 헌신으로 업무에 임하고 있는 인천광역시회 회원 여러분들께 진심으로 감사와 존경의 말씀을 드리며, 이러한 쉽지 않은 상황에서도 제20회 미추홀 온라인 학술대회를 준비해 오신 차상영 회장님 및 임원 여러분의 노고에 감사드립니다.

자랑스런 인천광역시회 회원 여러분!

협회는 이번 제60차 대의원 총회에서 보내주신 회원 및 대의원님들의 성원에 힘입어 올 한해도 회원을 위한 다양하고 발전적인 사업을 추진할 예정입니다.

전문방사선사의 지속적인 양성을 위한 지방연수원을 수도권으로 확대 운영할 예정이며 전문방사선 자격시험 온라인 시스템도 구축하여 어느 상황에서든지 사회적으로 신뢰와 인정받을 수 있는 전문방사선사를 양성, 발전시킬 수 있도록 노력 하겠습니다.

또한 의료기사법 일부 개정을 통하여 우리의 권리를 극대화하고 여러 의료기사 단체와 함께 직역별 단독법 제정을 추진하여 방사선사가 명실상부한 대한민국 의료 전문가로 정착할 준비를 게을리 하지 않겠습니다.

특히 협회는 '방사선사의 의료보험 수가 반영에 필요한 기초자료" 와 "응급실 방사선사와 연관된 질병의 연구","전국의 초음파 실태조사 등 정책과제를 통해 객관화된 데이터를 마련하고 회원님들이 직접 제안한 다양한 정책사업들의 실현을 구체화하여 방사선사 업무영역 확대와 복지 증진을 위한 사업에 매진할 것 입니다.

존경하는 회원 여러분!!

저와 제24대 임원들은 협회 발전과 회원권익을 위해 초심으로 돌아가 회원들과 조금 더 소통하고 조직을 더 견고하게 하여 회원을 위한 혜택을 더 확대해 나갈 것이며, 회원이 주인인 협회, 회원들이 변화를 체감할 수 있는 협회를 만들기 위해 혼신의 노력을 다할 것입니다.

회원 여러분들의 지속적인 관심과 많은 사랑을 당부드립니다.

끝으로 금번 인천광역시회 제20회 미추홀 온라인 학술대회를 준비해 주신 차상영 회장님과 임원 여러분들의 노고에 다시 한번 감사드리며 인천광역시회 회원 여러분의 가정과 직장에 행운이 함께 하시길 기원합니다.

감사합니다.

2021년 5월 8일

사단법인 대한방사선사협회 회장 **조 영 기**

인천의료기사연합회 회장 **김오봉**

인천방사선사 회원 여러분 만나뵈서 반갑습니다.

저는 초대 인천의료기사 8개 단체의 인천의료기사연합회 회장으로 선출된 김오봉입니다. 코로나로 예년부터 어려운 가운데서도 차상영회장님과 임원분들의 헌신가운데 행사준비하심에 경의를 표합니다. 오늘 행사를 위해 자리해주신 내외빈께도 인천의료기사 연합회 회장으로 감사드립니다.

인천 방사선사 회원 여러분! 인천의료기사엽합회는 일만오천여 의료기사회원들의 지위향상을 위하여 창단되었습니다.

첫째로는 의료기사들의 권익향상에 힘을 모을까 합니다. 의료기사로써 전문적인 영역에서 의료의 한축을 이루지만 그에 상응하는 대우나 법령등은 선진국에 비해 미흡합니다. 이에 우리 연합회는 차세대 의료기사를 꿈꾸는 젊은이나 현직에 계신 우리 모두에게 직업의 자긍심을 높이기 위해 필요한 노력을 하고자 합니다. 이에 전국의료기사 연합회와도 함께 힘을 모으고자 합니다.

둘째, 8개 의료단체 간 상호교류를 마련하겠습니다. 2022년에 인천의료기사연합회가 보수교육을 다함께 준비하고 있습니다. 올한해 각 단체 회장님들과 임원들이 준비하여 송도 컨벤션센터에서 하려는 보수교육행사는 참여하는 회원들에게는 자긍심을 심어주며 유관단체에는 의료기사들 위상을 높이는 기회가 될것입니다.

셋째, 사회공헌에 연합활동을 할것입니다. 다양한 영역의 기술을 가진 단체가 연계하여 소외된 곳에 봉사를 계획하고 있습니다. 이 기회를 통해 우리 의료기사들은 한층 더 수준 높은 봉사로 사회에 유익을 전하게 되고 우리들의 사회적인 책임을 다하는 기회가 될것입니다.

인천방사선사회원 여러분!

오늘 보수교육을 통하여 현장에서 필요한 지식과 정보를 많이 가져 가시리라 봅니다. 이에 더하여 우리 의료기사들의 미래의 비젼을 가져 가기를 바랍니다. 행사준비에 섬겨주신 차상영회장님과 임원분들의 노고에 다시 한번 감사드립니다.

인천방사선사 협회의 무궁한 발전을 기원합니다.

감사합니다.

2021년 5월 8일

인천의료기사연합회 회장 김 오 봉

공익사단법인 후쿠오카현 진료방사선기사회 회장 **나카무라 야스히코**

안녕하세요!

일본 후쿠오카현 진료방사선기사회 회장 나카무라 야스히코입니다. 제 20회 미추홀 학술대회 개최, 축하드립니다.

인천시 여러분, 건강하게 잘 지내고 계신가요? 작년은 COVID-19의 영향으로 전 세계의 이벤트가 중지됐던 한해였습니다. 해가 바뀌었지만, COVID-19는 여전히 현재진행형인 상황입니다. 이러한 어려운 상황에서도, 임상 현장에서 활약하고 계시는 방사선사 선생님들께 경의를 표합니다.

후쿠오카의 학술대회도, 이러한 COVID-19의 영향으로 작년은 WEB으로 연구발표내용을 열람하는 것으로 마무리 했습니다.

올해의 후쿠오카현 학술대회는 대회장과 WEB을 동시에 개최하는 하이브리드 형식으로 어떻게든 실시하고자 계획 중에 있습니다. 이번에도 인천 미추홀 학술대회가 라이브로 개최되는 것이 정말 대단하다고 생각하고 있습니다. 이런 학술대회에 참가하지 못하는 것이 정말 안타깝게 생각하고 있습니다.。

학술대회 개최에 있어서 인천시방사선사협회 차상영 회장님을 시작으로, 임원 여러분들께 경의를 표하고 싶습니다.

인천시 방사선사 협회와의 교류활동은 2016년부터 시작되어, 오늘에 다다르고 있습니다. COVID-19 팬데믹 상황에서 직접 만나서 교류를 할 수는 없지만, 이 교류가 여기서 멈추지 않고 지속하는 것이 양 학회의 발전에 큰 역할을 할 것이라고 확신하고 있습니다. 마지막으로 양 협회의 앞으로의 무궁한 발전과 참가하신 여러분 모두의 활약을 기원하며 축사를 마치겠습니다.

감사합니다!

2021년 4월 1일

공익사단법인 후쿠오카현 진료방사선기사회 회장 **나카무라 야스히코**

번역: 동서대학교 바이오헬스융합대학 방사선학과 윤용수

공익사단법인 후쿠오카현 진료방사선기사회 회장 **나카무라 야스히코**

Good morning!

This is Yasuhiko Nakamura, president of the Fukuoka Prefecture Medical Radiology Society, Japan. Congratulations on the 20th Michuhol Conference.

Dear citizens of Incheon, how are you doing well? It was a year when events around the world stopped under the influence of Covid-19. Even in such a difficult situation, I would like to express my respect and gratitude to the radiologists who are active in the clinical field.

Academic conferences in Fukuoka also replaced research presentations online due to the influence of Covid-19.

We have a plan to conduct this year's Fukuoka Prefecture Academic Conference in a hybrid format that is held both offline and online. I think it's great that the Incheon Michuhall academic conference will be held live this time. It would be very regrettable if I couldn't participate in such an academic conference.

Once again, I would like to express my gratitude to all executives, including Chairman Cha Sang-young of the Incheon City Radiation Association, for hosting the conference.

Exchange activities with the Incheon City Radiologists Association began in 2016 and are maintained until today. Since the Covid-19 pandemic, we cannot meet and exchange in person, but we believe that keeping this exchange online will play a big role in the development of the two conferences. Lastly, I wish the endless development of the two associations and the success of all of you who participated.

April 1, 2021

Fukuoka Prefecture Medical Radiation Engineers Association

President **Yasuhiko Nakamura**

16대 임원진 명단

직　책 : 회장
성　명 : **차상영**
근무처 : 인하대병원 영상의학과

직　책 : 부회장
성　명 : **주국환**
근무처 : 인천적십자병원 영상의학과

직　책 : 총무이사
성　명 : **문현상**
근무처 : 가천대 길병원 영상의학과

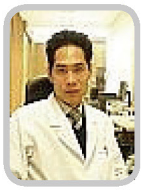
직　책 : 학술이사
성　명 : **이주아**
근무처 : 가톨릭대학교 인천성모병원 방사선종양학과

직　책 : 교육이사
성　명 : **주명식**
근무처 : 한림병원 영상의학과

직　책 : 복지이사
성　명 : **이은모**
근무처 : 인하대병원 영상의학과

직　책 : 재무이사
성　명 : **김병택**
근무처 : 가톨릭관동대 국제성모병원 핵의학과

직　책 : 홍보이사
성　명 : **이상화**
근무처 : 인천나누리병원 영상의학과



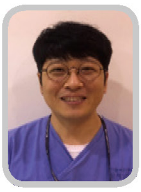
직　책 : 사업이사
성　명 : **정연문**
근무처 : 가천대 길병원 영상의학과

직　책 : 정보통신이사
성　명 : **이병렬**
근무처 : 인하대병원 심장혈관센터

직　책 : 총무부장
성　명 : **김동언**
근무처 : 가천대 길병원 영상의학과

직　책 : 학술부장
성　명 : **김대근**
근무처 : 가톨릭대학교 인천성모병원 영상의학과

직　책 : 교육부장
성　명 : **김병식**
근무처 : 한림병원 영상의학과



직　책 : 복지부장
성　명 : **최효준**
근무처 : 가톨릭관동대 국제성모병원 영상의학과

직　책 : 복지부장
성　명 : **김대한**
근무처 : 인천보훈병원 영상의학과

직　책 : 재무부장
성　명 : **박명철**
근무처 : 가톨릭관동대 국제성모병원 영상의학과

직　책 : 홍보부장
성　명 : **박현민**
근무처 : 영종국제병원 영상의학과

직　책 : 사업부장
성　명 : **이재헌**
근무처 : 인천기독병원 영상의학과

직　책 : 정보통신부장
성　명 : **조규상**
근무처 : 인하대병원 진료운영지원팀

직　책 : 감사
성　명 : **최해관**
근무처 : 인천사랑병원 영상의학과

직　책 : 감사
성　명 : **조윤호**
근무처 : 인하대병원 핵의학과

인천광역시회 학술위원회

직　책 : 학술위원장
성　명 : **유정식**
근무처 : 가톨릭대학교 인천성모병원
이메일 : boinbang@naver.com

직　책 : 간사
성　명 : **이주아**
근무처 : 가톨릭대학교 인천성모병원
이메일 : rtorange@naver.com
분　야 : 방사선치료

직　책 : 학술위원
성　명 : **박종창**
근무처 : 가톨릭대학교 인천성모병원
이메일 : toosu20@naver.com
분　야 : 방사선치료

직　책 : 학술위원
성　명 : **전태웅**
근무처 : 가톨릭관동대 국제성모병원
이메일 : twjun@ish.ac.kr
분　야 : 방사선치료

직　책 : 학술위원
성　명 : **김현길**
근무처 : 인하대병원
이메일 : 40kimhyunk@hanmail.net
분　야 : 일반,투시,초음파

직　책 : 학술위원
성　명 : **이승병**
근무처 : 가천대 길병원
이메일 : lsby2@gilhospital.com
분　야 : 일반,투시,초음파

직　책 : 학술위원
성　명 : **이영진**
근무처 : 가천대학교
이메일 : yj20@gachon.ac.kr
분　야 : 일반,투시,초음파

직　책 : 학술위원
성　명 : **장정순**
근무처 : 가톨릭대학교 인천성모병원
이메일 : jjangviolet@gmail.com
분　야 : 핵의학

직　책 : 학술위원
성　명 : **조윤호**
근무처 : 인하대병원
이메일 : house224@daum.net
분　야 : 핵의학

직　책 : 학술위원
성　명 : **최재호**
근무처 : 안산대학교
이메일 : akalaka93@naver.com
분　야 : 핵의학

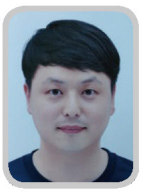
직　책 : 학술위원
성　명 : **강인석**
근무처 : 인천기독병원
이메일 : iskang7@hanmail.net
분　야 : CT

직　책 : 학술위원
성　명 : **김승옥**
근무처 : 가톨릭관동대 국제성모병원
이메일 : ksoysk@ish.ac.kr
분　야 : CT

직　책 : 학술위원
성　명 : **윤동삼**
근무처 : 가천대 길병원
이메일 : ydsam@gilhospital.com
분　야 : CT

직　책 : 학술위원
성　명 : **최정욱**
근무처 : 가천대 길병원
이메일 : jwchoi7@gilhospital.com
분　야 : MRI

직　책 : 학술위원
성　명 : **홍광표**
근무처 : 인하대병원
이메일 : hong414@hanmail.net
분　야 : MRI



직　책 : 학술위원
성　명 : **김성규**
근무처 : 가톨릭관동대 국제성모병원
이메일 : khbsksk@naver.com
분　야 : MRI

직　책 : 학술위원
성　명 : **박용진**
근무처 : 가천대 길병원
이메일 : pyj@gilhospital.com
분　야 : 혈관조영

직　책 : 학술위원
성　명 : **이규정**
근무처 : 가톨릭관동대 국제성모병원
이메일 : knowish2293@gmail.com
분　야 : 혈관조영

직　책 : 학술위원
성　명 : **오현중**
근무처 : 인성의료재단 한림병원
이메일 : hyunjoongoh@gmail.com
분　야 : 혈관조영

Time Table | 일정표

| 일시 | **2021년 5월 8일 (토)**

| 방법 | **실시간 ON LINE 송출**

대회일정

시 간	강 의 명	세 부 내 용
13:00 ~ 13:30	회원 웨비나 접속	
13:30 ~ 14:00	개회식	
14:00 ~ 14:50	초청 강연	**CT의 최신 기술 동향** GE 헬스케어 / 현혜진
14:50 ~ 15:00	Break Time	
15:00 ~ 15:50	초청 강연	**의료윤리와 포스트 코로나** 더키움 심리상담 / 장선숙
15:50 ~ 16:00	Break Time	
16:00 ~ 16:40	회원 발표	**국내 논문 발표 1**
16:40 ~ 16:50	Break Time	
16:50 ~ 17:40	회원 발표	**국내 논문 발표 2**
17:40 ~ 18:00	폐회 및 시상식	

| 일시 | **2021년 5월 8일 (토)**

| 방법 | **실시간 ON LINE 송출**

시간	논 문 제 목	
13:00-13:30	회원 웨비나 접속	
1부 개회식		진행 : 문현상 (총무이사)
13:30-14:00	개회선언	
	국민의례	
	방사선사 윤리강령 낭독	
	대회사	차상영 회장
	축사	㈔대한방사선사협회 조영기 회장
		인천의료기사연합회 김오봉 회장
		일본 공익사단법인 후쿠오카현 의료방사선기사회 나카무라 야스히코 회장
	협회장 표창	㈔대한방사선사협회 조영기 회장
	학술지원금 전달식	㈔대한방사선사협회 조영기 회장
	장학금전달	차상영 회장
	공지사항	
2부 초청 강연		진행 : 이주아 (학술이사)
14:00-14:50	CT의 최신 기술 동향	GE 헬스케어 현혜진 (CT Application Specialist)
15:00-15:50	의료윤리와 포스트 코로나	청소년세움공동체 더키움 장선숙 센터장
3부 일반연제		진행 : 이주아 (학술이사)
16:00-16:08	PET-CT(F18-FDG)검사를 시행한 환자로부터 시간과 거리에 따른 의료기관종사자의 유효선량 평가	가톨릭관동대학교 국제성모병원 핵의학과 오종인
16:08-16:16	악성두피종양 환자에게 사용되는 보루스헬멧(Bolus-Helmet)의 제작에 관한 가이드라인(Guide-Line)	인하대학교 의과대학부속병원 방사선종양학과 이정진
16:16-16:24	뇌혈관 조영술에서 3차원 영상융합기법의 유용성	가톨릭대학교 인천성모병원 인터벤션실 이호희
16:24-16:32	Brain T1 및 T2 강조 영상에서 노이즈 제거를 위한 Wiener filter의 kernel size 최적화	가천대학교 박민지
16:32-16:40	Traumatic 환자 검사 시 Modify 촬영 선량에 관한 연구	인천 한림병원 주명식
16:40-16:50	Break Time	
16:50-16:58	Brain CT 검사 시 장비와 각도 적용 방식에 따른 영상의 왜곡도와 흡수선량의 평가	가톨릭대학교 인천성모병원 함창희
16:58-17:06	Brain MRA 검사시 3D Compressed sensing TOF(Time of flight)의 유용성 평가	가천대 길병원 정연문
17:06-17:14	CT 영상에서 공간분해능 및 노이즈 개선을 위한 Modified Adaptive Median Filter의 유용성 평가 : 시뮬레이션 연구	가천대학교 강성현
17:14-17:22	The Consideration of Radiological Technologist's Perception about Artificial Intelligence Radiology Imaging	Department of Radiology, Sheikh Khalifa Specialty Hospital, United Arab Emirates Sang Jin Kim
17:22-17:40	질의응답	
17:40-17:50	시상식	
4부 폐회식		진행 : 문현상 (총무이사)

Contents | 차례

대회사 / 차상영 _ (사)대한방사선사협회 인천광역시회 회장	05
축사 / 조영기 _ (사)대한방사선사협회 회장	06
축사 / 김오봉 _ 인천의료기사연합회 회장	07
축사 / 나카무라 야스히코 _ 일본 후쿠오카현 진료방사선기사회 회장	08
16대 인천시회 & 학술 위원회	10
학술대회 Time table & Contents	12
학술대회 프로그램	15

초청 강연 & 국내외 논문 발표

[초청 강연] CT의 최신 기술 동향 현혜진 _ GE 헬스케어(CT Application Specialist)	18
[초청 강연] 의료윤리와 포스트 코로나 장선숙 _ 청소년세움공동체 더키움 센터장	40
PET-CT(F18-FDG)검사를 시행한 환자로부터 시간과 거리에 따른 의료기관종사자의 유효선량 평가 오종인 _ 가톨릭관동대학교 국제성모병원 핵의학과	52
악성두피종양 환자에게 사용되는 보루스헬멧(Bolus-Helmet)의 제작에 관한 가이드라인(Guide-Line) 이정진 _ 인하대학교 의과대학부속병원 방사선종양학과	60
뇌혈관 조영술에서 3차원 영상융합기법의 유용성 이호희 _ 가톨릭대학교 인천성모병원 인터벤션실	70
Brain T1 및 T2 강조 영상에서 노이즈 제거를 위한 Wiener filter의 kernel size 최적화 박민지 _ 가천대학교	75
Traumatic 환자 검사 시 Modify 촬영 선량에 관한 연구 주명식 _ 인천 한림병원	81
Brain CT 검사 시 장비와 각도 적용 방식에 따른 영상의 왜곡도와 흡수선량의 평가 함창희 _ 가톨릭대학교 인천성모병원	91
Brain MRA 검사시 3D Compressed sensing TOF(Time of flight)의 유용성 평가 정연문 _ 가천대 길병원	105
CT 영상에서 공간분해능 및 노이즈 개선을 위한 Modified Adaptive Median Filter의 유용성 평가 : 시뮬레이션 연구 강성현 _ 가천대학교	112
The Consideration of Radiological Technologist's Perception about Artificial Intelligence Radiology Imaging Sang Jin Kim _ Department of Radiology, Sheikh Khalifa Specialty Hospital, United Arab Emirates	122

학술대회 프로그램

초청 강연

국내외 회원 논문발표

인천광역시회 미추홀 학술투고규정

5월 8일(토)

초청 강연

2021. 5. 8(토) 14:00 ~ 15:50

사회 : 이주아 (학술이사)

14:00~14:50 **CT의 최신 기술 동향**
현혜진 _ GE 헬스케어(CT Application Specialist)

15:00~15:50 **의료윤리와 포스트 코로나**
장선숙 _ 청소년세움공동체 더키움 센터장

국내외 회원 발표

2021. 5. 8(토) 16:00 ~ 17:50

16:00-16:08 **PET-CT(F18-FDG)검사를 시행한 환자로부터 시간과 거리에 따른 의료기관종사자의 유효선량 평가**
오종인 (가톨릭관동대학교 국제성모병원 핵의학과)

16:08-16:16 **악성두피종양 환자에게 사용되는 보루스헬멧(Bolus-Helmet)의 제작에 관한 가이드라인(Guide-Line)**
이정진 (인하대학교 의과대학부속병원 방사선종양학과)

16:16-16:24 **뇌혈관 조영술에서 3차원 영상융합기법의 유용성**
이호희 (가톨릭대학교 인천성모병원 인터벤션실)

16:24-16:32 **Brain T1 및 T2 강조 영상에서 노이즈 제거를 위한 Wiener filter의 kernel size 최적화**
박민지 (가천대학교)

16:32-16:40 **Traumatic 환자 검사 시 Modify 촬영 선량에 관한 연구**
주명식 (인천 한림병원)

16:40-16:50 **Break Time**

16:50-16:58 **Brain CT 검사 시 장비와 각도 적용 방식에 따른 영상의 왜곡도와 흡수선량의 평가**
함창희 (가톨릭대학교 인천성모병원)

16:58-17:06 **Brain MRA 검사시 3D Compressed sensing TOF(Time of flight)의 유용성 평가**
정연문 (가천대 길병원)

17:06-17:14 **CT 영상에서 공간분해능 및 노이즈 개선을 위한 Modified Adaptive Median Filter의 유용성 평가 : 시뮬레이션 연구**
강성현 (가천대학교)

17:14-17:22 **The Consideration of Radiological Technologist's Perception about Artificial Intelligence Radiology Imaging**
Sang Jin Kim (Department of Radiology, Sheikh Khalifa Specialty Hospital, United Arab Emirates)

17:22-17:40 **질의응답**

17:40-17:50 **시상식**

Announcement

초청 강연

국내외 회원 논문발표


THE AI TECHNOLOGY OF GE CT
- INTRODUCE TO RECENTLY RELEASED SCANNER
Powered by
Edison

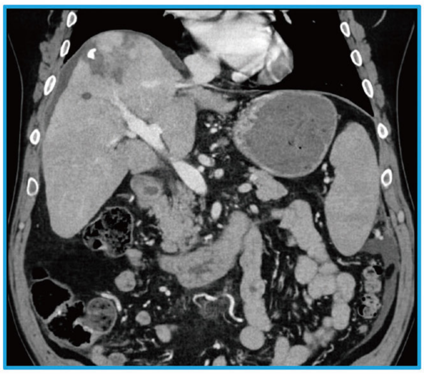

TRUEFIDELITY
- DEEP LEARNING IMAGE RECONSTRUCTION

Image quality is paramount

Powered by Edison

Introducing, **TrueFidelity CT images**, the future of image quality

Outstanding detail, texture and dose without compromise



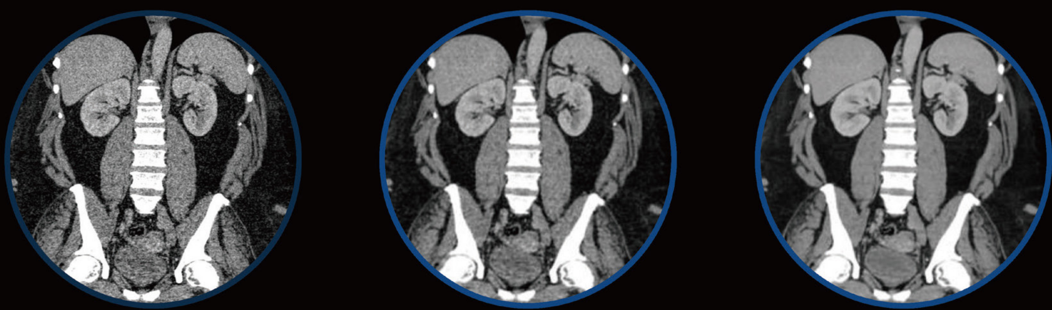
0.625 mm TrueFidelity

Solving key challenges in image quality with deep learning

Filtered Back Projection 1972-2008

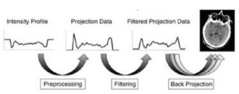
Iterative Reconstruction 2008 – 2019

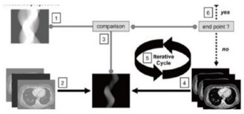
Deep Learning based Image Reconstruction 2019 – Future

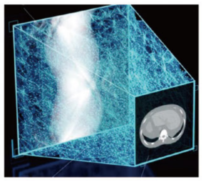


WHY: TrueFidelity designed to solve the key challenges of FBP and Iterative Recon.

1972 – 2008 The Era of filtered back projection (FBP)	2008 – 2018 The Era of Iterative Reconstruction (IR)	2018 – Future The Era of Deep Learning Image Reconstruction







Robust, fast and gold standard image quality at higher dose

Higher image noise and artifacts in low dose settings [1,2]

Maintain image quality while reducing the dose by up to 82% (vs high dose FBP)

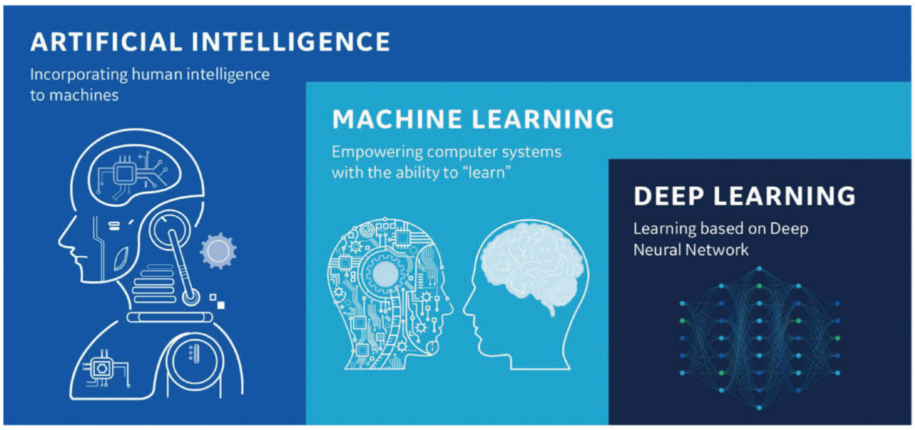
Unfamiliar noise texture produced by full strength IR : plastic-like, paint-brushed, blurry, blotchy, or over-smoothed. [1,2]

Achieve outstanding image quality performance, preferred image sharpness and noise texture, low dose, all at the same time.

1. Geyer., et al. (2015). State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. Radiology, 276(2), 339–357.
2. Willemink MJ, Noël PB. The evolution of image reconstruction for CT—from filtered back projection to artificial intelligence. *Eur Radiol.* 2018;46(Suppl 2):1-11.

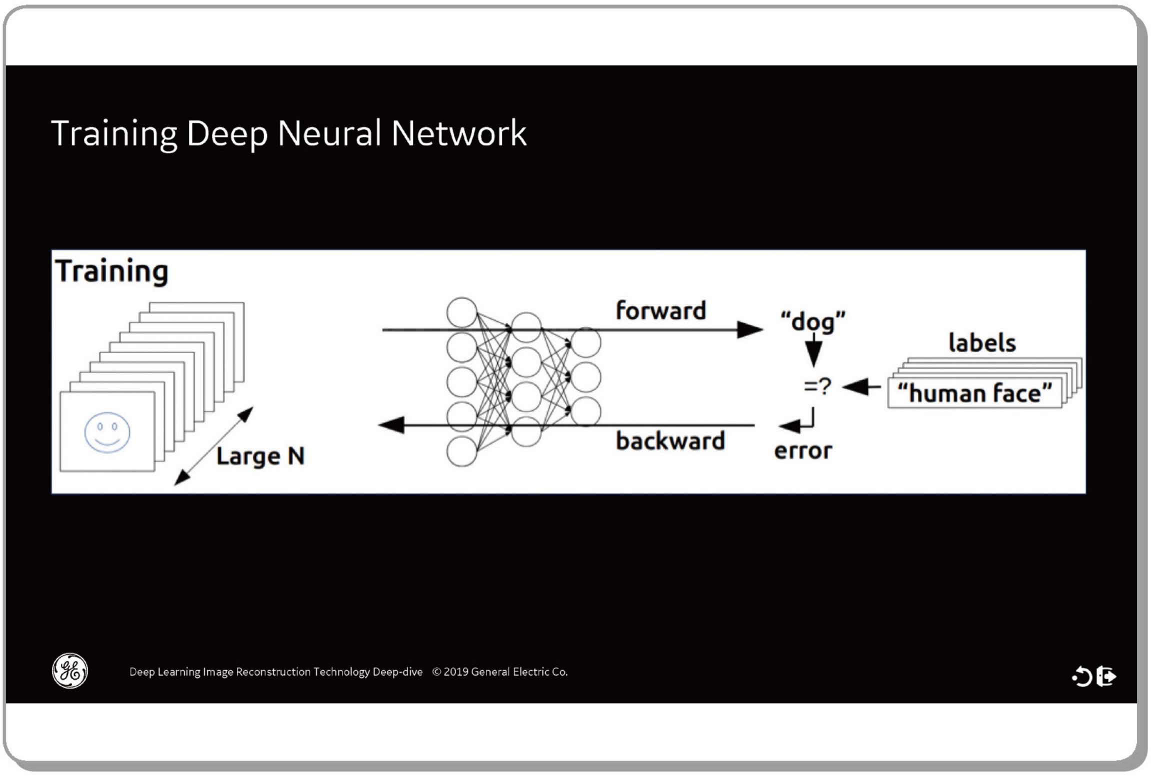
Deep Learning Image Reconstruction Technology Deep-dive

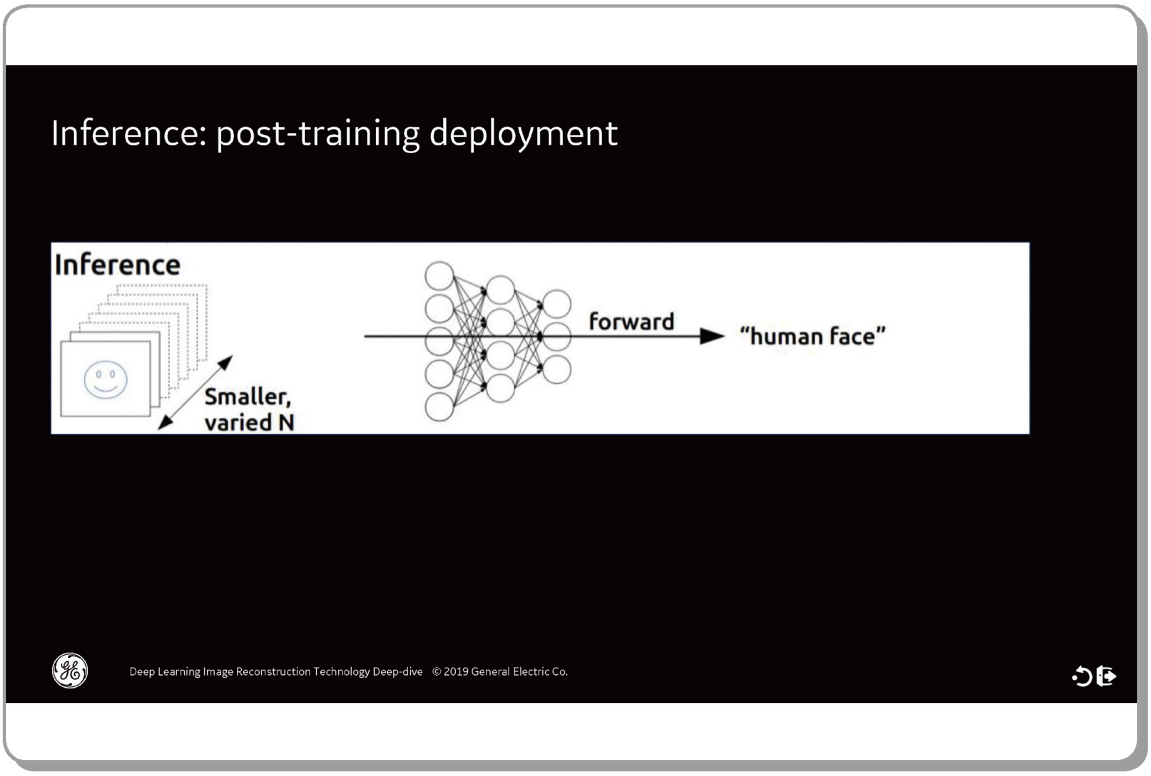
AI/ML/DL has the hopes to make the breakthrough.



Proprietary Training Material Property of GE Healthcare

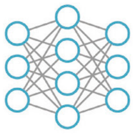
Deep Learning Image Reconstruction Technology Deep-dive


Training Deep Neural Network
Training
Large N
forward
"dog"
labels
=?
"human face"
backward
error
Deep Learning Image Reconstruction Technology Deep-dive © 2019 General Electric Co.


Inference: post-training deployment
Inference
Smaller,
varied N
forward
"human face"
Deep Learning Image Reconstruction Technology Deep-dive © 2019 General Electric Co.

How GE designed and trained Deep Learning Based Image Reconstruction

Design of deep neural network



Based on our > 40 years knowledge in CT recon domain, we designed our deep neural network, which is able to learn CT image quality features from the training data.

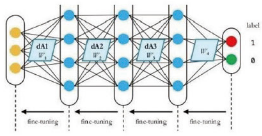
Selection of ground truth training data

Two categories of training data were selected:

[1] High dose FBP phantom images with ground truth.

[2] High fidelity FBP clinical images.

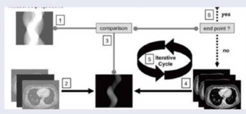
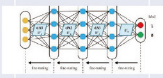
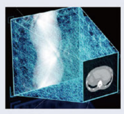
Supervised training

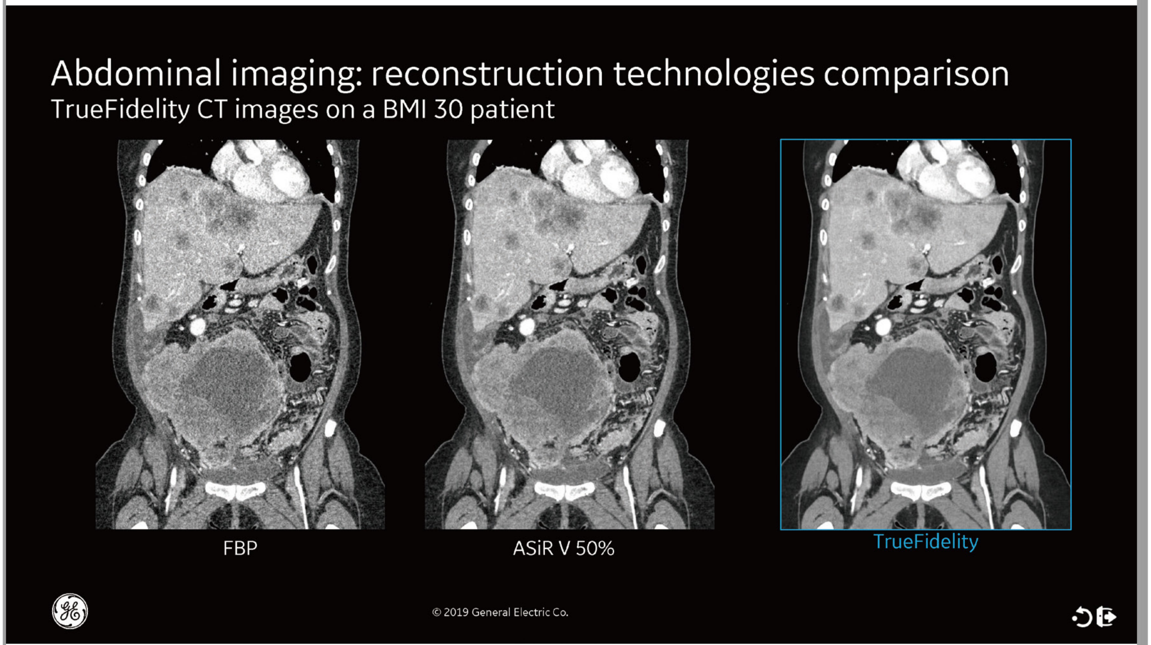


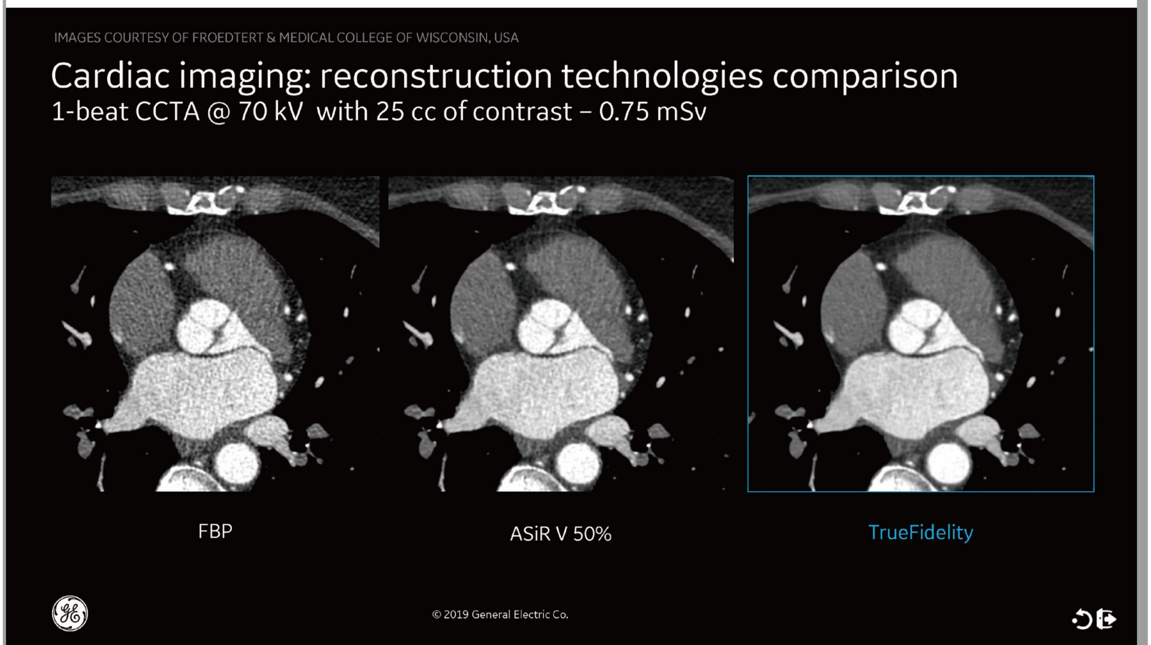
Trained to apply knowledge to every aspect of CT image quality:

- Low contrast detectability
- Image noise and noise power spectrum (NPS)
- High-contrast spatial resolution
- CT number uniformity
- CT number accuracy
- Artifacts suppression

What is the difference between Model Based Iterative Reconstruction & Deep Learning Based Image Reconstruction?

	# of Parameters	**Parameter Optimization**	**Reconstruction Time**	**Visual Representation**
Model Based Iterative Recon	<100	**Manually** designed and optimized by human experts	Optimal solution iteratively searched for EACH image voxel → **Slower**	
Deep Learning Based Image Recon	>1,000,000 	1) **Fine tuned automatically** by the back propagation algorithm embedded in Deep Neural Network 2) **Verified and validated** by vast number of datasets.	Image reconstruction through DNN only once → **Faster**	


Abdominal imaging: reconstruction technologies comparison
TrueFidelity CT images on a BMI 30 patient
FBP
ASiR V 50%
TrueFidelity
© 2019 General Electric Co.

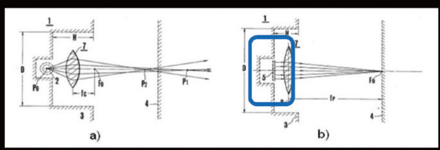

IMAGES COURTESY OF FROEDTERT & MEDICAL COLLEGE OF WISCONSIN, USA
Cardiac imaging: reconstruction technologies comparison
1-beat CCTA @ 70 kV with 25 cc of contrast – 0.75 mSv
FBP
ASiR V 50%
TrueFidelity
© 2019 General Electric Co.

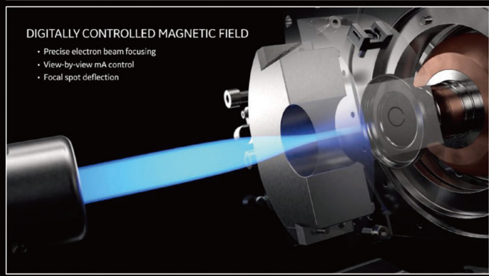

Revolution Apex
The New Way to Your Best Image
A powerful platform with TrueFidelity images to elevate what you can expect for every case.
© 2019 General Electric Co.


GE QUANTIX™ 160 X-RAY TUBE
WHEN POWER MEETS COVERAGE.

Digital Cathode

- Patented ***dual flat emitter*** design with 400% larger emission area[1] enables maximum 1300mA output.
- ***Digitally controlled magnetic field*** can focus and shape the electron beam with the high precision. It allows for precise view-by-view mA control and high definition scanning with focal spot deflection.

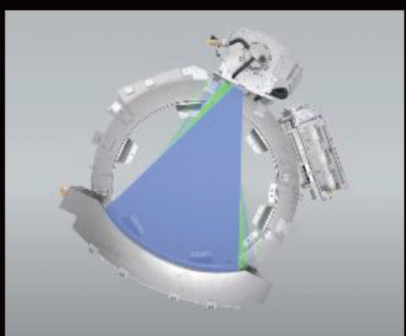




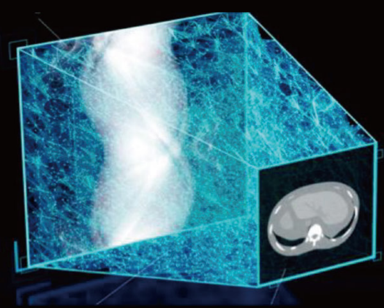
1. Compared to conventional coiled filament

Gemstone Spectral Image with DLIR(TrueFidelity^{TM} GSI)

NEW



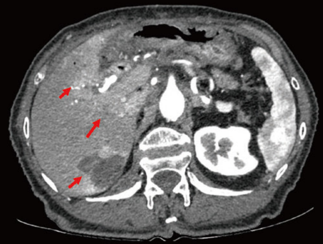
GSI(DE) Scanning



TrueFidelity
(Deep Learining Image Reconstruction)

Visualize benefits: TrueFidelity GSI monochromatic images

- <60 keV monochromatic images have higher contrast with the benefits of enhanced lesion detection and depiction.[1] However, they reportedly have challenging clinical utility due to a significant increase in image noise, particularly in abdominal examinations.[2,3]
- TrueFidelity GSI <60 keV images are designed to significantly reduce the noise and improved image quality, even at thin slices, making them available for a confident diagnostic assessment.



1.25 mm, 40 keV
Iterative Reconstruction

1.25 mm, 40 keV
TrueFidelity GSI

In this case of rectal cancer with liver metastasis, TrueFidelity GSI 40 keV images demonstrate
- ✓ less noise and more natural noise texture
- ✓ better depiction of the boundaries and structures of lesions (arrows)

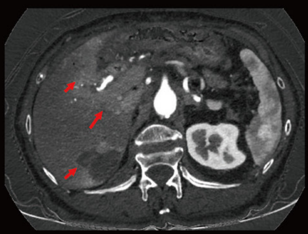
Images in courtesy of Houston Methodist

1.Value of monoenergetic low- kV dual energy CT datasets for improved image quality of CT pulmonary angiography. Eur J Radiol 2014;83(2):322e8.
2.Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: improved image quality as compared with that obtained with conventional 120-kVp CT. Radiology 2011;259(1):257e62.
3.Dual-energy MDCT in hypervascular liver tumours: effect of body size on selection of the optimal monochromatic energy level. AJR Am J Roentgenol 2014;203(6):1257e64.

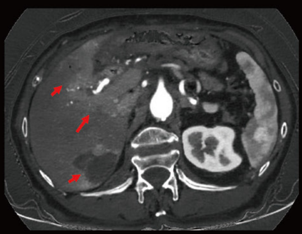
Deep Learning Image Reconstruction for GSI is 510(k) pending, not commercially available in US.

Visualize benefits: TrueFidelity GSI iodine images

- Iodine images have high diagnostic value of lesion detection, characterization and iodine uptake quantification[1]. However, their image quality are often challenged by noise and unfamiliar noise texture.
- TrueFidelity GSI iodine images are designed to significantly reduced noise with optimal noise texture and improved image quality, even at thin slice, making them more favorable to use for a confident diagnostic assessment.



1.25 mm, Iodine
Iterative Reconstruction



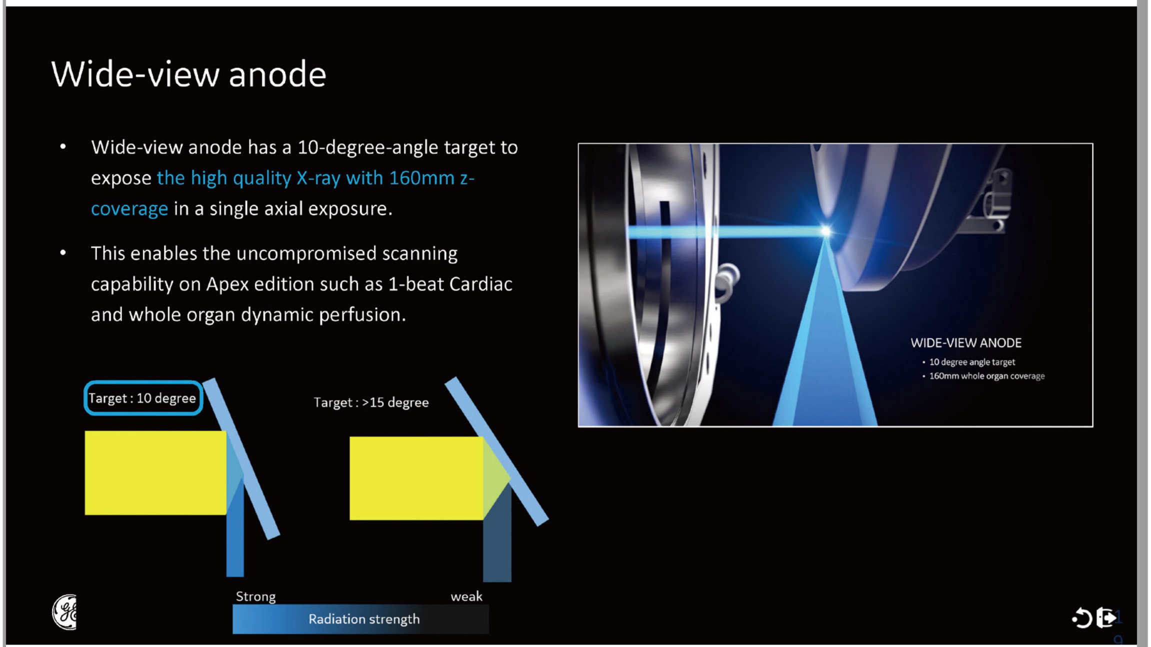
1.25 mm, Iodine
TrueFidelity GSI

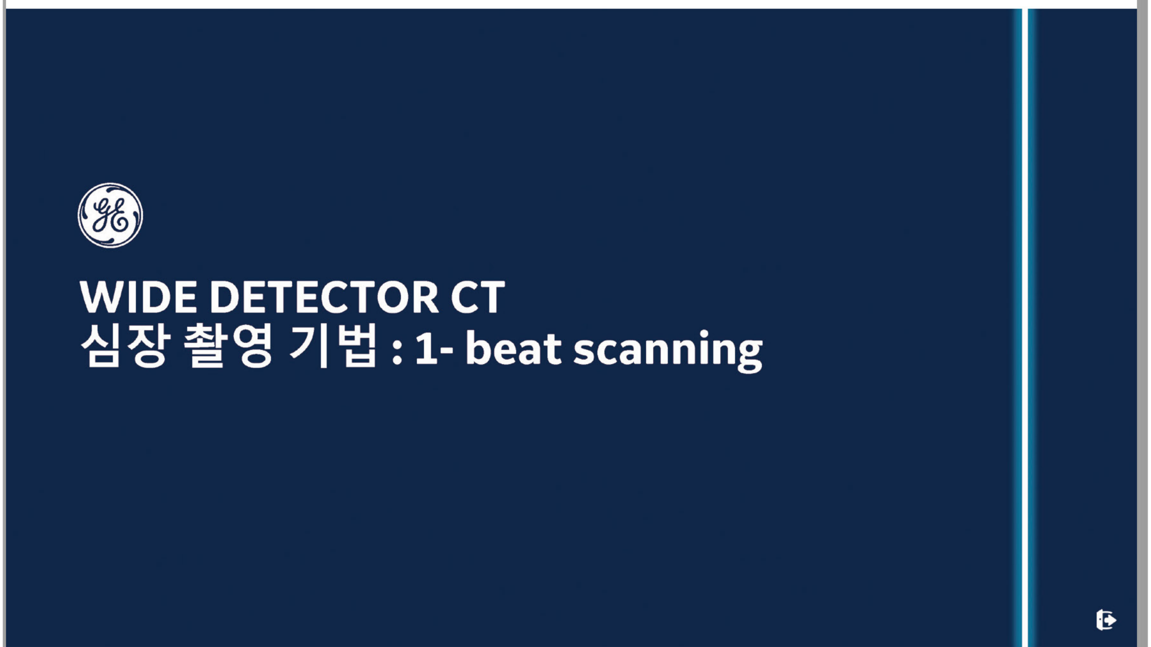
In this case of rectal cancer with liver metastasis, TrueFidelity GSI iodine images demonstrate
- ✓ Less noise and more natural noise texture
- ✓ better depiction of the boundaries and structures of lesions (arrows)

Images in courtesy of Houston Methodist

1. *Foley*, (2016). White Paper of the Society of Computed Body Tomography and Magnetic Resonance on Dual-Energy CT.Journal of computer assisted tomography 40(6), 846 - 850.

Deep Learning Image Reconstruction for GSI is 510(k) pending, not commercially available in US.


Wide-view anode
• Wide-view anode has a 10-degree-angle target to expose the high quality X-ray with 160mm z-coverage in a single axial exposure.
• This enables the uncompromised scanning capability on Apex edition such as 1-beat Cardiac and whole organ dynamic perfusion.
Target : 10 degree
Target : >15 degree
Strong
weak
Radiation strength
WIDE-VIEW ANODE
• 10 degree angle target
• 160mm whole organ coverage


WIDE DETECTOR CT
심장 촬영 기법 : 1- beat scanning

심장 CT 실패 주요 이유

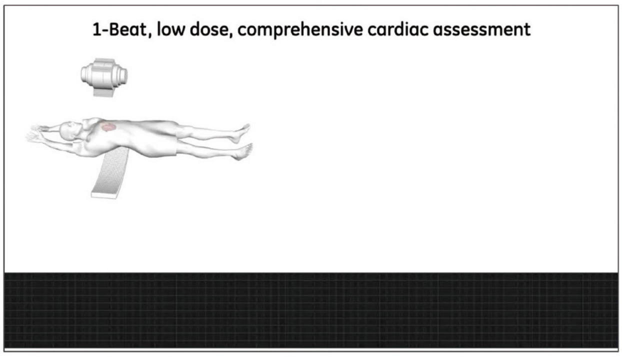
- 높은 심박수
  - ✓ B- blocker(베타 차단제) 처방하여 조정 가능
  - ✓ 천식 환자의 경우 처방 불가
  - ✓ 처방 후에도 심박수 조정되지 않는 경우 CT 검사 어려움
  - ✓ 심박수에 따라 검사 프로토콜 조정 필요
- 갑작스런 심박수 변화(증가)
  - ✓ 실패율↑
- 부정맥 발생
  - ✓ 실패율↑

촬영 시, 심박수가 변하는 경우

- 호흡을 참았을 때
  - ✓ 호흡을 참고 약 2초간 심박수의 변화 발생
  - ✓ 실제 X-선 조사 전, 호흡 조정 후 2초간의 delay 설정하여 조정 가능
- NTG(혈관 확장제) 투여 시
  - ✓ 기전: 혈관 급속 확장 → 전신 정맥 확장 → 혈액이 정맥순환계로 들어감
    → 심장에서 혈액이 감소된 것으로 인식 → 심박수 증가
  - ✓ 심장 CTA 전에 투약하고 불규칙하게 발생하여 예방하기 어려움
- 조영제 주입 시
  - ✓ 조영제 주입 시작되면 검사 중지 어려움

Wide detector CT
_1-Beat scanning & Auto gating

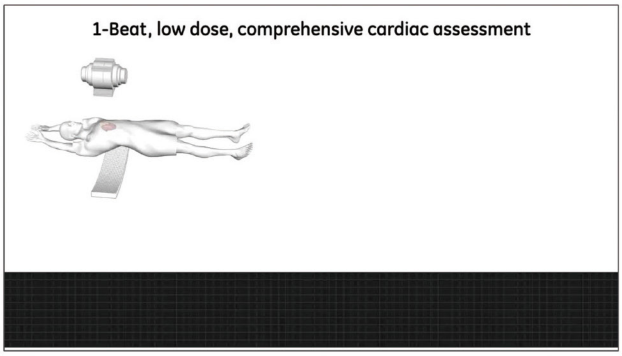
Intelligently identifies the ideal time within the heart cycle to scan the whole heart in a single beat at any heart rate.



- 1-beat axial scan mode
  without table movement
- Auto-gating protocol

Wide detector CT
_1-Beat scanning & Auto gating**(Smart Arrhythmia management)**

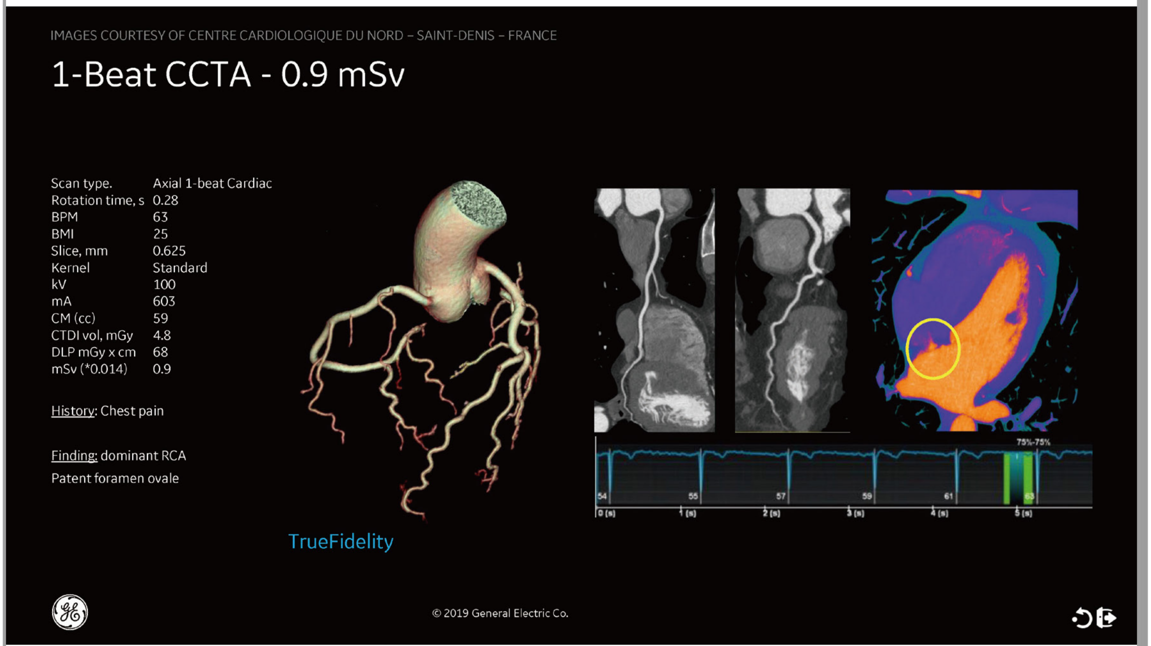
Intelligently identifies the ideal time within the heart cycle to scan the whole heart in a single beat at any heart rate.

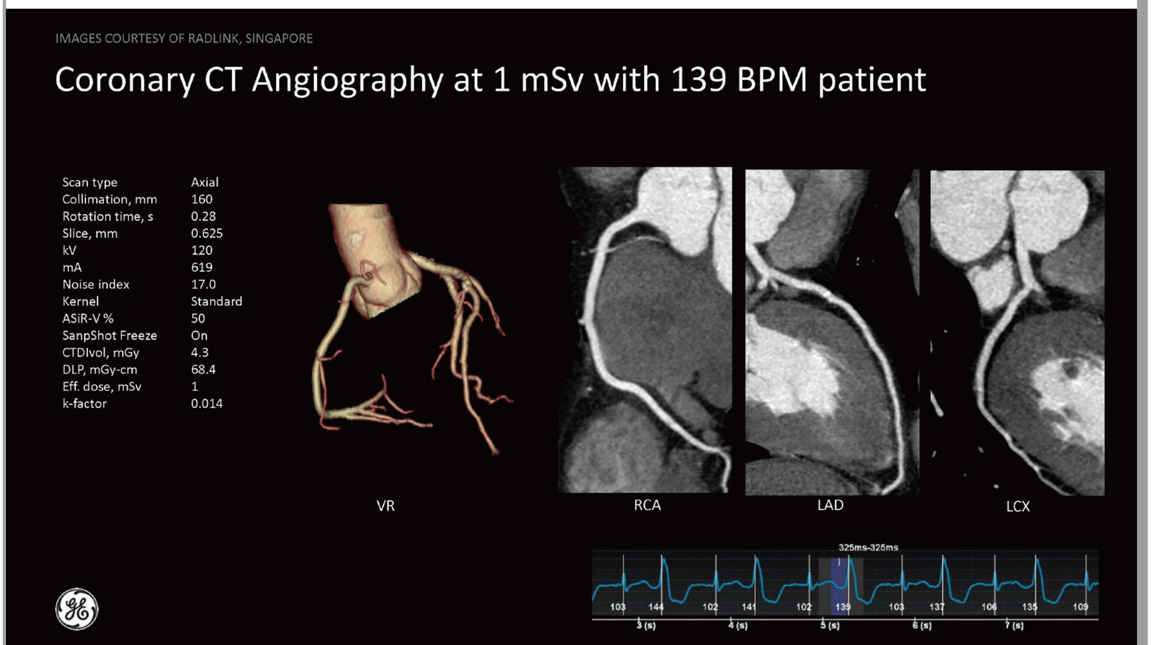


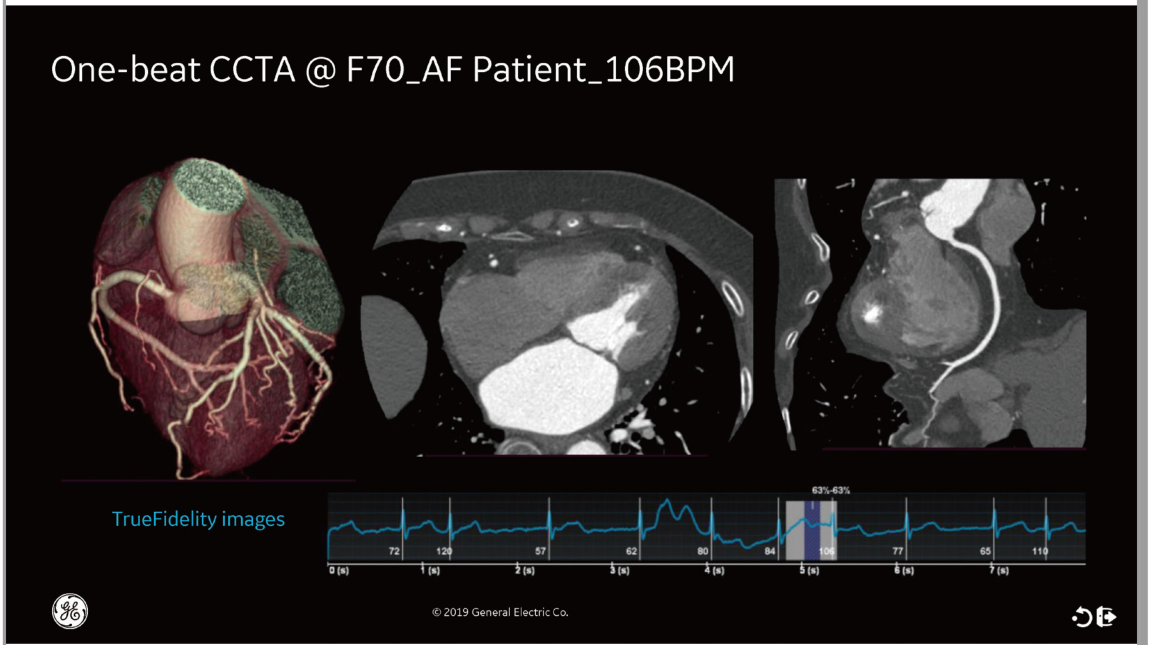
One-beat, motion free coronary imaging at any heart rate with 0.28 s rotation speed and SnapShot Freeze, intelligent motion correction

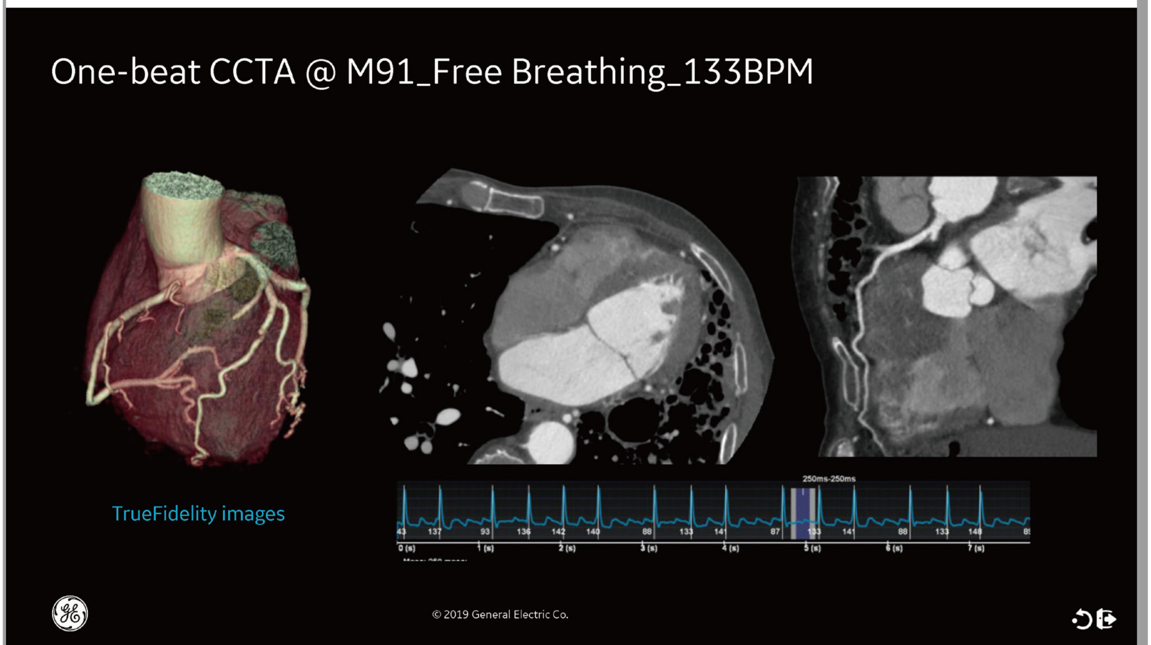
Prospective ECG modulated acquisition modes for coronaries & function

Smart arrhythmia management to handle challenging patients with irregular heart rate – monitor, avoid, scan


IMAGES COURTESY OF CENTRE CARDIOLOGIQUE DU NORD – SAINT-DENIS – FRANCE
1-Beat CCTA - 0.9 mSv
Scan type. Axial 1-beat Cardiac
Rotation time, s 0.28
BPM 63
BMI 25
Slice, mm 0.625
Kernel Standard
kV 100
mA 603
CM (cc) 59
CTDI vol, mGy 4.8
DLP mGy x cm 68
mSv (*0.014) 0.9
History: Chest pain
Finding: dominant RCA
Patent foramen ovale
TrueFidelity
75%-75%
© 2019 General Electric Co.


IMAGES COURTESY OF RADLINK, SINGAPORE
Coronary CT Angiography at 1 mSv with 139 BPM patient
Scan type Axial
Collimation, mm 160
Rotation time, s 0.28
Slice, mm 0.625
kV 120
mA 619
Noise index 17.0
Kernel Standard
ASiR-V % 50
SanpShot Freeze On
CTDIvol, mGy 4.3
DLP, mGy-cm 68.4
Eff. dose, mSv 1
k-factor 0.014
VR
RCA
LAD
LCX
325ms-325ms


One-beat CCTA @ F70_AF Patient_106BPM
TrueFidelity images
63%-63%
© 2019 General Electric Co.


One-beat CCTA @ M91_Free Breathing_133BPM
TrueFidelity images
250ms-250ms
© 2019 General Electric Co.

AUTO POSITIONING
- WITH AI 3D CAMERA

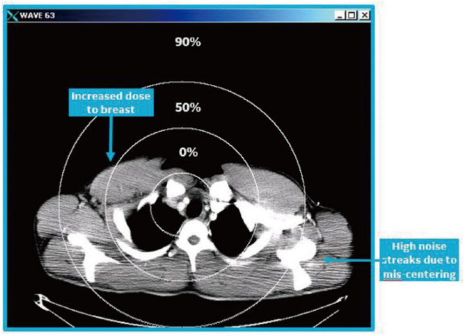
EXIT

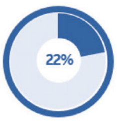
Mispositioning is a Threat

- ✓ Miscentering causes magnification that leads to higher tube current and higher DLP[2]
- ✓ Accurate localizer centering is required to achieve an appropriate balance of radiation exposure and image noise[1].

Did you know?

Errors from manual centering can range from **-6.6 cm** below to **3.4 cm** above the isocenter[3]





After review of 549 scouts, 22% were miscentered by **more than 3 cm[3]**

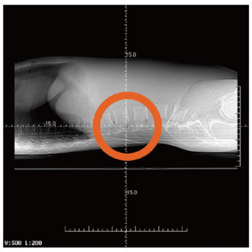
1. Kataria, B., Sandborg, M., & Althén, J. N. (2016). Implications of patient centering on organ dose in computed tomography. Radiation protection dosimetry, 169(1-4), 130-135.
2. Harri, P. A., Moreno, C. C., Nelson, R. C., Fani, N., Small, W. C., Duong, A., ... & Applegate, K. E. (2014). Variability of MDCT dose due to technologist performance: impact of posteroanterior versus anteroposterior localizer image and table height with use of automated tube current modulation. American Journal of Roentgenology, 203(2), 377-386.

Impact on Image Quality

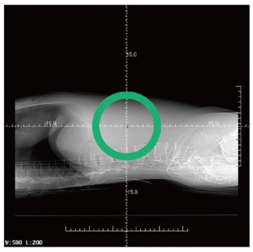
22HU: density difference when isocenter is off by 10 cm[5]

Based on a **3cm miscentered** image, noise can increase by **6%**
If the miscentering **increases to 6cm**, a **22% increase** in noise can be recognized[3,4]

Factors Affecting Dose



11.05[6] **CTDIvol (mGy)**



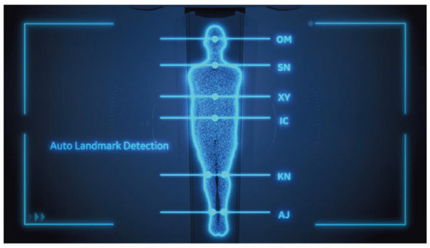
6.99[6] **CTDIvol (mGy)**

3. Kataria, B., Sandborg, M., & Althén, J. N. (2016). Implications of patient centring on organ dose in computed tomography. Radiation protection dosimetry, 169(1-4),130-135.
4. Kaasalainen, T, Palmu, K., Reijonen, V,& Kortesniemi, M. (2014). Effect of patient centering on patient dose and image noise in chest CT. American journal of roentgenology, 203(1), 123-130.
5.Szczykutowicz, T.P, DuPlissis, A., & Pickhardt, P.J. (2017). Variation in CT number and image noise uniformity according to patient positioning in MDCT. American Journal of Roentgenology, 208(5),1064-1072
6.Internal GE Measurements, original data on file.

Introducing
one click AI-based
Auto Positioning*

* 510(k) pending at FDA. Not available for sale in the United States.

AI Based 3D Camera



2D Data - RGB Landmark Net network

3D Data - Depth Landmark Net network

Deep Learning Image Reconstruction Technology Deep-dive

Step 1: Select patient

✓ Enjoy the convenience of selecting your patient from the CT room in addition to CT console

✓ Spend more time with patients to ease them into the scan experience

* 510(k) pending at FDA. Not available for sale in the United States.

Step 2: Select Protocol

- From a full suite of scanner protocols, choose the one that is appropriate for your patient
- Use the anatomy navigation pane for each of access to clinical area base patient protocols
- Use Related Protocols to quickly select the right protocol for the patient

* 510(k) pending at FDA. Not available for sale in the United States.

Step 3: Confirm Scan

- Scan range automatically displayed based on patient protocol and automatic landmark detection
- Scan range center automatically identified to ensure table positioning alignment
- Leverage interference check for patient safety

* 510(k) pending at FDA. Not available for sale in the United States.

Step 4: 1-Click Patient Positioning

- Scanner uses the scan range center information and automatically aligns this to isocenter of the gantry
- Automatic table elevation and cradle movement into the gantry with one simple click, no need to use positioning buttons on the gantry

* 510(k) pending at FDA. Not available for sale in the United States.

COVID 19
- NON FACE TO FACE SCAN IS POSSIBLE

EXIT

나. 환자 및 의료진 동선

○ 의심 및 확진 환자가 일반 환자와 접촉하지 않도록 동선을 마련

○ 담당 의료진은 개인보호구 탈의 후 진료실 밖으로 이동

○ 환자 이동 시 환자에게 수술용(또는 보건용) 마스크를 씌우고, 위험평가에 따라 필요 시 가운, 장갑 등을 착용시킴

○ 전원이 필요한 경우에는 전원 기관에 필수적인 정보를 제공

○ 환자가 이동시 보호자와 동행한 경우, 보호자에게도 의료진과 같은 수준의 개인보호구를 착용시킴

2. 환경청소·소독 방법

① 병원균의 분무 발생 가능성을 막기 위해서 빗자루나 진공청소기 등을 이용한 청소 방법 보다는 청소용액이나 소독제를 적신 걸레를 이용하여 청소를 시행함

② 환경 표면에 유기물이 있으면 적절하게 소독이 되지 않으므로 환경 소독 전 표면을 닦아냄 (cleaning)

③ 모든 비투과성 표면(천장과 조명 포함)은 0.1% 차아염소산나트륨(1,000ppm) 또는 이에 상당한 환경소독제를 적신 일회용 타올 또는 밀걸레 등으로 철저히 닦음

④ 투과성 표면은 가능한 새 것으로 교체하거나 소독액에 침적

⑤ 청소 도구는 가능한 일회용을 사용하거나 전용으로 사용. 단, 청소도구를 재사용하는 경우, 사용한 청소도구는 적절한 소독제를 이용하여 소독한 후 건조시켜 보관

⑥ 소독이 끝나면 오염의 정도를 고려해 최소 2시간 이상 환기(시간당 6회 이상 환기)를 한 후 체크리스트로 완결성 점검

출처 : 중앙방역대책본부

CT in a BOX

-서울의료원 COVID 19 전용 CT 가동 중

RCK (Remote Control Kit)

Remote Control Kit is Remote Control Panel(RCP) with Assisted Video Monitoring System(AVIMOS).

RCP

AVIMOS

JB70232XX

의료윤리와 포스트 코로나

장 선 숙

강사 소개

THE 더키움

청소년 및 부모교육 전문가 **장선숙**

청소년세움공동체 더키움 센터장

성산효대학원대학교 가족상담학 박사
인천교육청 대안교육지원센터 징검다리교실 강사
인천교육청 학교폭력 가해학생,학부모 특별교육 심리상담사
사랑과책임연구소 성교육 강사
서울소년원, 수원법무부, 수원보호관찰소 특별범죄예방위원,
위기 청소년 특별지도 상담사
인천 청소년 중장기 쉼터 '별마루' 운영위원
여성가족부 가정폭력, 성폭력상담사 양성과정 강사위촉

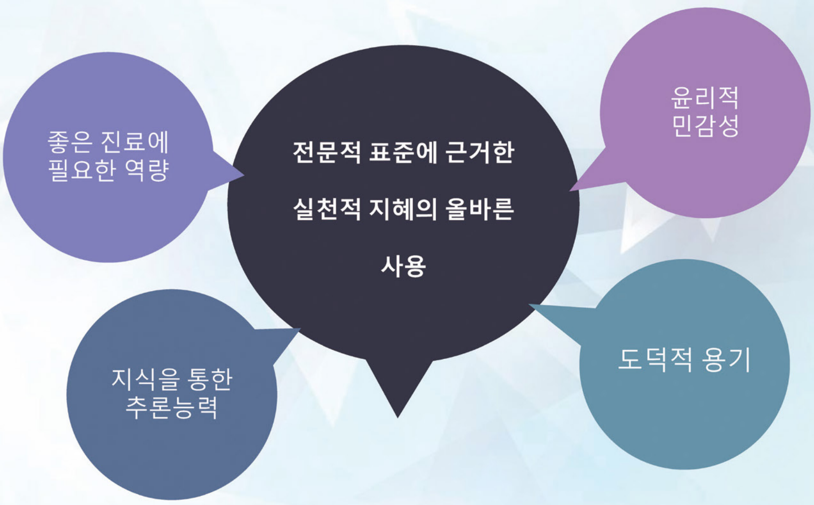
"감사합니다.. 잘 따라주셔서.."

VS

"힘내세요.. 왜 안될까요?"

3

임상윤리



4

방사선사 윤리강령

하나, 방사선사는 인간존중에 최 우선하는 직업윤리를 실천해야 한다.

하나, 방사선사는 심오한 학문적 연구와 발전적 기술향상을 위하여 평생교육에 힘써야 한다.

하나, 방사선사는 방사선 관리의 적정을 기하여 환자에 대한 피폭선량 경감을 위하여 노력해야 한다.

하나, 방사선사는 국민의료봉사를 행함에 있어 직업적 품위를 지키며 사회적 신뢰를 받기 위해 노력해야 한다.

하나, 방사선사는 국민보건향상의 일익을 담당하는 전문 직업인으로서 긍지를 갖는다.

故백남기 전자의무기록무단 열람 및 유출

- **서울대병원** 전자의무기록 열람 방법 및 절차

  - 시스템 로그인 – 소관 환자 선택 EMR 열람
  - 소관 환자 아닌 경우 경고 팝업창, 열람사유 선택 후 비밀 번호 재입력 EMR 열람
  - 열람 사유 코드

    1. 미비 기록 작성 2. 추가 더 입력 3. 예정환자 조회 4. 환자 상담, 협진 5.환자 상담 6. 특수부서 7. 사전에 승인된 업무 8.약제업무 9. 진료지원 업무

    10. 교육 11. 진단서.의뢰서 사본발급12. 출력 13. 원무보험, 14. 제한항균제 승인업무. 15. 구차트 접근 로그. 16 기타

❖ **감사원 감사 결과(2017.3)**

[표 3] 故 백남기 전자의무기록 무단 열람 사유별 현황

구분	계	호기심	교수 지시	치료 부탁 목적
인원(명)	161	157	3	1

자료 : 서울대학교병원 제출자료 재구성

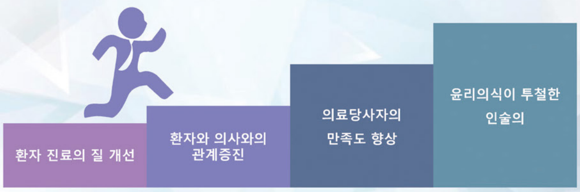
관련 규정

- 서울대학교병원의 「의료정보운영규정」제25조 및 '의료정보보호 10계명'
  - ➢ 여러 사람이 같은 사용자 계정과 비밀번호를 공유할 수 없고 의료정보시스템을 사용한 후에는 반드시 종료하여야 하며, 관리 소홀에 따른 모든 책임은 1차적으로 사용자 본인이 지도록 되어 있다.
- 「의료법」제23조 제3항 및 제87조 제1항
  - ➢ 누구든지 정당한 사유 없이 전자의무기록에 저장된 개인정보를 탐지하거나 누출할 경우
  - ➢ 5년 이하의 징역 또는 5천만 원 이하의 벌금

병원 전산 접근 방법

- 습관처럼 나는 EMR(병원전산)에 무단 접속하고 있는가?
- 우리병원 EMR 접근에 대한 규정을 알고 있다.
- PACS(환자영상기록장치) 접속 ID 및 PW 모두 공동 ?
- 접속 후 사용하지 않는 경우 반드시 로그아웃이 습관화 되어 있다.
- 비밀번호는 주기적으로 변경하고 있는가?

임상윤리의 목적



많은 사람들이 "윤리의식이 투철한 인술의"는 "인성교육"을 통해 달성할 수 있다고 믿는다.

21/04/2021 10

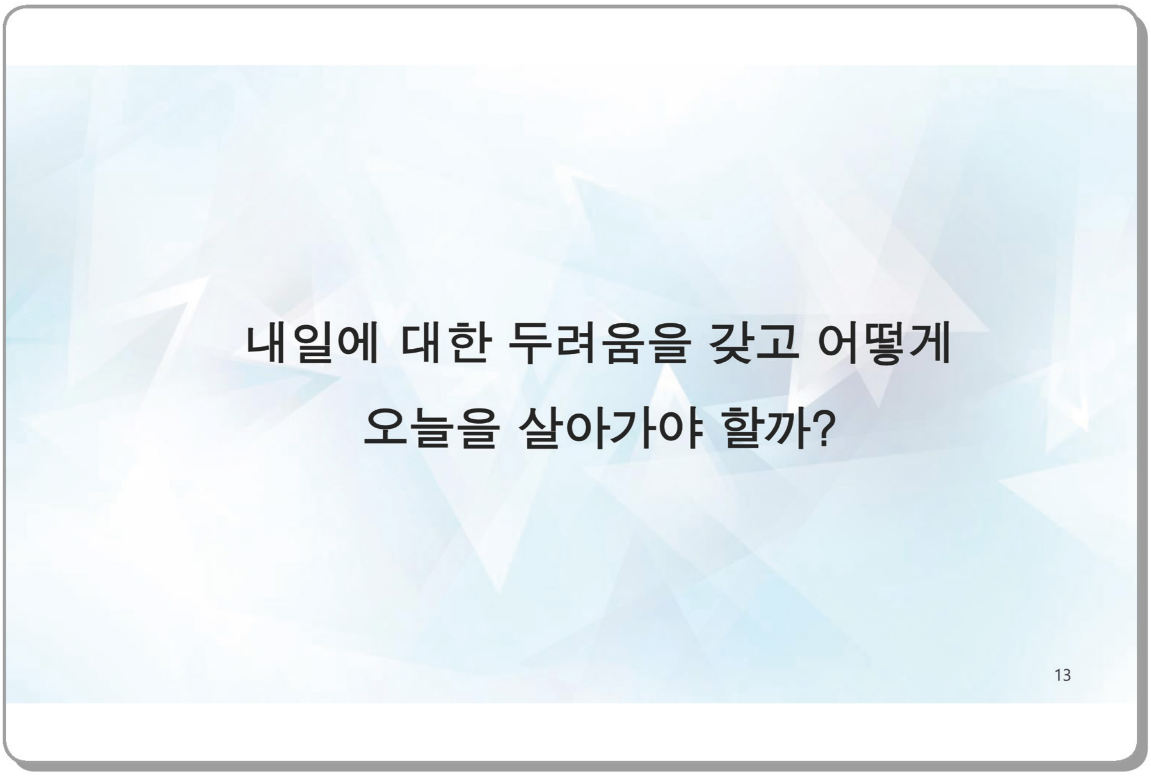
COVID-19 상황의 의료윤리

- 코로나 백신(AZ, 화이자, 모더나, 얀센)의 위험 평가방법
- 병상의 수와 환자의 수
- 백신 접종의 우선 순위

11

코로나, 포스트 코로나

COVID-19	POST COVID
코로나 블루	비대면의 확산
코로나 레드	멀티 페르소나
거리두기	가치관의 액상화
심리적 방어의 중요성	휴머니즘


내일에 대한 두려움을 갖고 어떻게
오늘을 살아가야 할까?
13


수용과 돌봄
14


자기 수용
« 고통스런 경험이 문제다. 그러므로 고통스런 경험을 없애거나 통제해야 한다"
→ "고통을 없애거나 통제하려는 노력이 문제를 낳는다."
- 인생의 덫
- 자신의 생존 전략 확인
- 경험의 수용
가치의 삶을 향해
통제노력을 내려놓기
기꺼이 경험하기
수 용
21/04/2021
15


수용전념치료(ACT)의 고통과 요소
고 통
전쟁을 지속할 것인가, 아니면
전쟁터를 떠날 것인가?
관점의 근본적인 변화
(사적 경험을 다루는
방식의 변화)
함께 지낼 수
있도록 돕기
위한 것
주요 요소
심리적 고통
인지적 통합 vs 인지적 탈융합/ 마음챙김
고통(Pain)과 괴로움(suffering)
경험의 회피 vs 경험의 수용
고통의 소거
심리적 유연성
행동의 축소 vs 가치 중심의 삶에 대한 전념
고통의 딜레마
삶의 딜레마 : 위험 회피 vs 가치 추구
실재의 고통(Pain of presence)과 부재의 고통(pain of absence)
21/04/2021

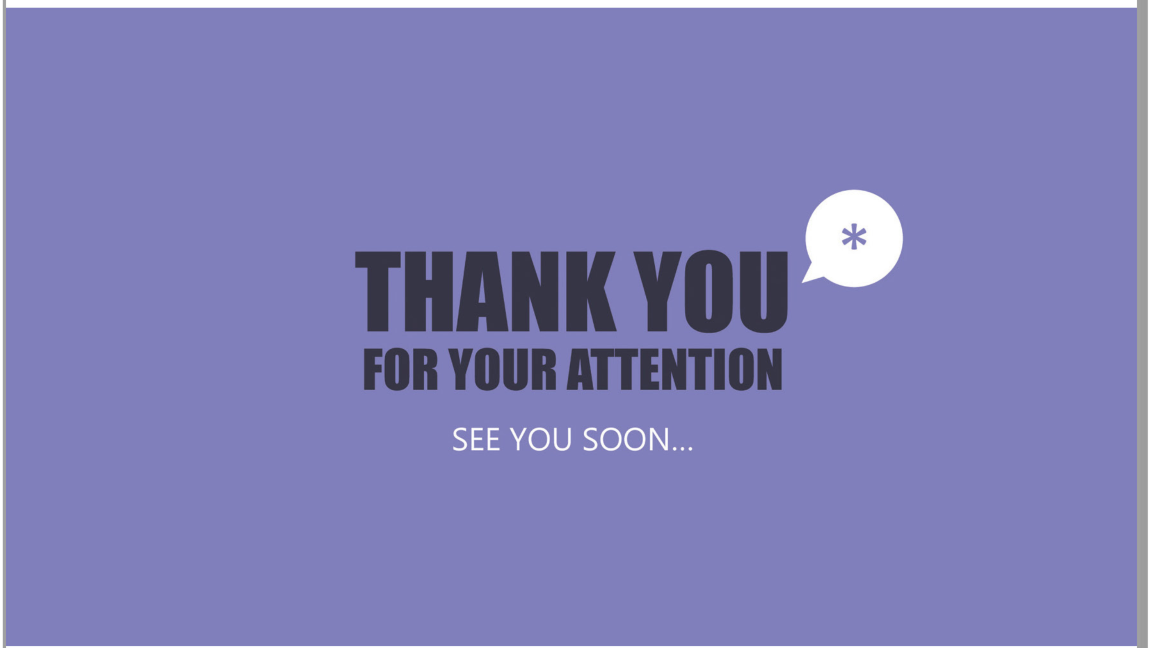

탈융합
부정적인 자기평가와 관련된
절망감, 무력감
대안적인
방식의 차단
우울증에 대한
이유 대기
융합
경험 통제 약화 시키기
대안적인 방식으로의 반응을
유도하고 촉진
기꺼이 경험
하기를 촉진
탈융합 /
수용촉진
21/04/2021
17


수용에 이르는 단계
자신을 괴롭혀온 생각 ,
감정, 신체감각, 기억?
그것들을 다루기 위해
습관적으로 사용해 온
통제전략들은 무엇?
그 전략들은 효과가
있었는가?
(결과를 접촉하라)
통제나 투쟁이 아닌
다른 진정한 대안은
없을까?
수용 :
" 자신이 원하는 가치의 삶을 향해 가면서 장애물로서의 그 고통을 받아들이는 것"
21/04/2021
18


내적 경험과의 새로운 관계 맺기
경험에서 빠져나와 (Decentering)
경험과 거리를 두고 (Distancing)
경험을 자각하며 (Awareness)
경험을 수용하고 (Acceptance)
경험과과 자신을 동일시 (Disdentification)하지 않는 관계
혹은 경험을 판단하지 않고 연민으로 품어 안는 관계
21/04/2021
19


심리적 방역(해피니스 트랙)
자기 자신과 제대로 관계를 맺어라
친절과 이타심의 힘을 깨달아라
아무것도 하지 않는 시간을 가져라
심신의 에너지를 관리하라
미래를 뒤쫓는 것을 멈춰라
끊임없는 질주에서 벗어나라
21/04/2021
20


회복 탄력성(resilience)
애착과
분리
공감능력(SQ)
가 족의 힘
(울타리)
추 억
행하라
21


*
THANK YOU
FOR YOUR ATTENTION
SEE YOU SOON...

PET-CT(F18-FDG)검사를 시행한 환자로부터 시간과 거리에 따른 의료기관종사자의 유효방사선량 평가

오종인, 김승옥, 김병택, 최효준, 최미리내, 조유나
가톨릭관동대학교 국제성모병원 핵의학과

국문초록

각종 암의 진단 목적으로 사용하는 ^{18}F-FDG PET/CT 신진대사에 이용되는 포도당과 유사한 물질을 주사해 대사 상태 변화를 영상화하여 생체의 생리, 화학적인 정보를 정량적으로 평가할 수 있고 기능적인 영상에 해부학적 위치의 예측을 더하여 더욱 많은 의학 진단 분야에 혁신을 가져왔다. PET/CT검사 건수가 늘어나면서 환자로부터 받는 피폭선량 또한 증가되고 의료분야 방사선피폭은 목적에 따라 진단 및 치료에 이득을 제공하는 한 선량 제한이 없다. 하지만 핵의학 영상검사는 방사성동위원소를 환자에게 투여하여 환자가 움직이는 방사선원이 되기 때문에 환자로부터 방출되는 방사선량에 의한 작업종사자나 환자 보호자, 수시출입자 등(이하 작업종사자 등)의 피폭선량을 관리해야 한다. 또한 피폭 발생 가능성, 피폭자 수 및 개인선량 크기는 경제적, 사회적 인자를 고려해 합리적으로 달성할 수 있는 범위에서 가능한 낮게 유지해야한다. 본 연구에서는 PET/CT 검사 환자로부터 방출되는 방사선량률을 측정하여 작업종사자 등의 피폭선량을 추정하고 이를 통해 직업피폭 및 의료피폭 선량을 평가하여 선량제약치를 제시하고 방사선 방호 최적화에 보탬이 되기 위함이다. 연구방법으로는 PET/CT Torso 및 전신 검사를 시행한 환자 73명을 대상으로 연령, 성별, 체질량지수, 크레아티닌 수치에 따라 구분하였고 10 cm, 30 cm, 50 cm, 100 cm 거리에서 주사 후 즉시, 60분 후, 90분 후, 150분 후, 210분 후에 각각 방사선량률을 측정하였다. 직업피폭과 의료피폭에서 직업피폭은 핵의학실 근무자, 영상의학팀(CT실), 초음파, Angio, 진료의사, 간병인으로 나누었고 투여 후 90분 후 선량율을 기준으로 각 검사(진료)시간을 고려하여 피폭선량을 추정하였으며 간병인과 의료피폭에 해당하는 보호자는 24시간을 기준으로 환자에게 나오는 선량을 적분하여 추정하였다. 1년간 근무일수를 260일로 설정하여 매일 1명씩 주사 후 90분에 PET/CT 환자를 검사한다고 가정하였을 경우 초음파 14.912 mSv, Angio 15.387 mSv, 진료 0.849 mSv, CT실 0.27 mSv의 선량을 받았고 핵의학 근무자는 실제 환자 접촉 시간으로 측정한 결과 환자 1명당 2.22 μSv을 받았으며 간병인/보호자는 27.53 μSv를 받았다. 초음파나 Angio 검사는 가까운 거리에서 오랜시간 검사를 하기 때문에 PET/CT 검사 후 다른 검사를 진행하기 까지 최소 6시간 간격을 두고 검사를 진행한다면 불필요한 피폭 선량을 줄일 수 있을 것이며 투여량이 많거나 크레아티닌 수치가 높은 환자는 더 오랜 시간이 지나고 검사를 진행해야 한다.

중심단어: PET/CT, 피폭선량, 직무피폭, 유효선량, 선량제약치

Ⅰ. 서론

각종 암의 진단 목적으로 사용하는 ^{18}F-FDG PET/CT (^{18}F-flourodeoxyglucose Positron Emission Tomography/Computed Tomography, 이하 PET/CT)는 신진대사에 이용되는 포도당과 유사한 물질을 주사해 전신의 미세한 대사 상태 변화를 영상화하여 집적기전의 특이적 현상을 바탕으로 생체의 생리, 화학적인 정보를 정량적으로 평가할 수 있다. 또한 기능적인 영상에 해부학적 위치의 예측을 더하여 더욱 많은 의학 진단 분야에 혁신을 가져왔다[1]. 우리나라의 PET/CT 검사 건수는 1994년 66건을 시작으로 2004년 37,805건, 2014년 410,006건으로 급격하게 증가되었고 검사 건수가 늘어나면서 PET/CT 환자로부터 받는 피폭선량 또한 증가될 것이다. 의료분야에서 방사선피폭은 진단 및 치료에 이득을 제공하고 있는 한 선량 제한이 없으나 방사성동위원소를 환자에게 투여하여 검사를 진행하는 핵의학 검사는 환자가 움직이는 방사선원이 되므로 환자로부터 방출되는 방사선량에 의한 작업종사자나 환자 보호자, 수시출입자 등(이하 작업종사자 등)의 피폭선량을 관리할 필요가 있다[2]. 현재 방사선방호에

가장 중요한 원칙은 방호 최적화이며 피폭 발생 가능성, 피폭자 수 및 개인선량의 크기는 경제적, 사회적 인자를 고려해 합리적으로 달성할 수 있는 범위에서 가능한 낮게 유지한다는 것이다. 작업종사자 등이 받는 피폭은 직무피폭 또는 의료피폭으로 정의되며 국제방사선방호위원회(International Commission on Radiological Protection, ICRP)에서 권고한 ICRP 60을 기준으로 만들어진 현행법에서 작업종사자의 유효선량 한도는 연간 50 mSv를 넘지 아니하는 범위에서 5년간 100 mSv로 규정되고 의료피폭에 대해서는 선량한도가 적용되지 않는다. 하지만 이후 보고된 ICRP 103에서는 방호 최적화를 위하여 선량한도뿐만 아니라 선량제약치를 설정하여 직무피폭과 보호자의 의료피폭을 관리하도록 권고하고 있다[3]. 본 연구에서는 PET/CT 검사 환자로부터 방출되는 방사선량률을 측정하여 작업종사자 등의 피폭선량을 추정하였다. 이를 통해 직무피폭 및 의료피폭의 선량한도를 충족하는 시간과 선량제약치를 제시하여 방사선 방호 최적화에 도움을 주고자한다.

Ⅱ. 실험 방법 및 대상

1. 연구 대상

연구대상은 2021년 3월부터 4월까지 수도권 대학병원에 내원하여 PET/CT Torso 및 전신 검사를 시행한 환자 73명을 대상으로 연령, 성별, 체질량지수, 크레아티닌 수치에 따라 구분하였다.

2. 측정 장비

본 연구에 사용된 측정 장비로는 선량측정을 위한 엑스/감마 서베이미터(TRACERCO, T402-1)를 사용하였다(Fig 1)(Table 1).

Fig. 1 Survey meter T402-1

Table. 1 서베이미터 제원

기기명	엑스/감마 서베이미터		
제작회사 및 형식	TRACERCO, T402-1		
기기번호	134074		
측정 방사선 에너지 범위	60keV에서 1.25MeV 범위에서의 엑스선, 감마선		
센서	에너지 보상형 할로겐 가이거뮬러 튜브		
방사선량 범위	0→10,000μSv		
교정기관 및 성적서	㈜엔바이로코리아, 20-SM-2295		
교정결과			
교정일자	Range	교정인자평균	측정불확도
2020년 12월 8일	~100μSv/h	1.005	7.5% (신뢰수준 약95% k=2)

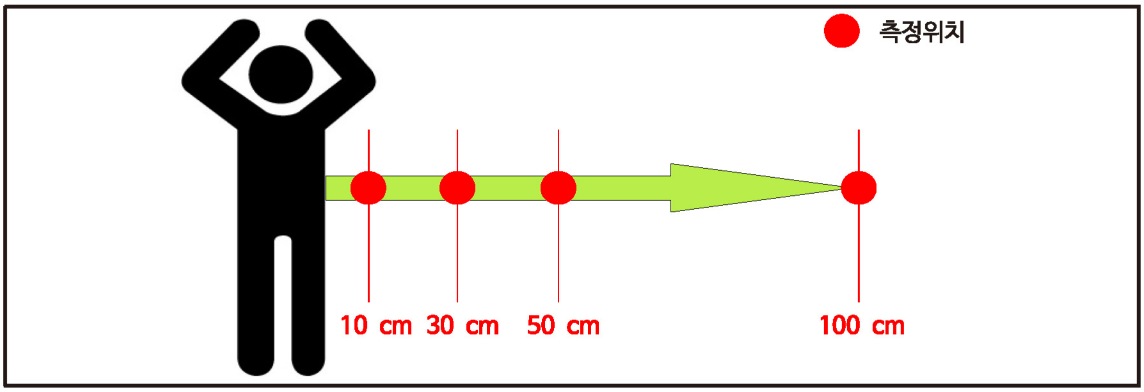


Fig. 2 방사선량률 측정 모식도

1) 측정 시간

측정 시간은 방사성의약품 투여 후 즉시, 60 min, 90 min, 150 min, 210 min에 각각 측정하였고 주변 산란선에 의한 방사선량률을 최소화하기 위해 측정 후 1분에 표시된 수치를 이용하였다.

2) 측정 부위 및 거리

측정 부위는 양팔을 들어 올리고 바로누운자세에서 복부(umbilicus)표면을 기준으로 좌측 또는 우측에서 10 cm, 30 cm, 50 cm, 100 cm 떨어진 거리에서 측정하였다[Fig 2].

4. 자료 분석

본 연구에서 사용된 통계는 MedCalc Statistics Software(MedCalc Software Ltd. Ostend, Belgium)프로그램을 이용하였고 거리 혹은 시간별

Within-subjects factors

Factor	Mean	Std. Error	95% CI
1min_10cm	264.0658	5.0241	254.0503 to 274.0812
60_min_10cm	140.6616	2.9722	134.7367 to 146.5866
90min_10cm	114.7137	2.3707	109.9878 to 119.4396

Pairwise comparisons

Factors			Mean difference	Std. Error	P [a]	95% CI [a]
1min_10cm	-	60_min_10cm	123.404	4.610	<0.0001	112.103 to 134.705
	-	90min_10cm	149.352	4.806	<0.0001	137.572 to 161.132
60_min_10cm	-	1min_10cm	-123.404	4.610	<0.0001	-134.705 to -112.103
	-	90min_10cm	25.948	2.185	<0.0001	20.591 to 31.305
90min_10cm	-	1min_10cm	-149.352	4.806	<0.0001	-161.132 to -137.572
	-	60_min_10cm	-25.948	2.185	<0.0001	-31.305 to -20.591

[a] Bonferroni corrected

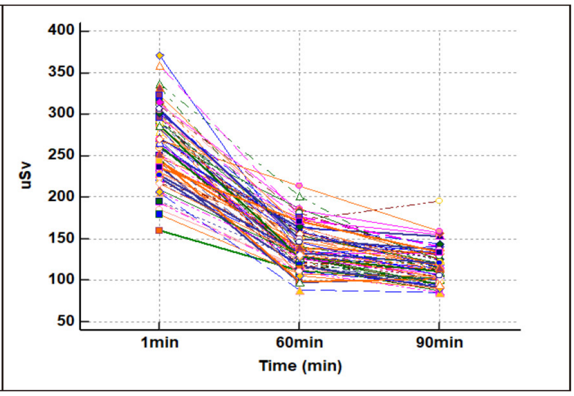


Fig. 3 시간대별 방사선량률 변화 (10 cm) 1 min-90 min

Within-subjects factors

Factor	Mean	Std. Error	95% CI
1min_30_cm	127.7036	2.0149	123.6860 to 131.7213
60min_30_cm	74.4361	1.4437	71.5575 to 77.3147
90min_30cm	60.4806	1.2548	57.9786 to 62.9825

Pairwise comparisons

Factors			Mean difference	Std. Error	P [a]	95% CI [a]
1min_30_cm	-	60min_30_cm	53.268	1.686	<0.0001	49.133 to 57.402
	-	90min_30cm	67.223	1.912	<0.0001	62.535 to 71.911
60min_30_cm	-	1min_30_cm	-53.268	1.686	<0.0001	-57.402 to -49.133
	-	90min_30cm	13.956	1.041	<0.0001	11.404 to 16.507
90min_30cm	-	1min_30_cm	-67.223	1.912	<0.0001	-71.911 to -62.535
	-	60min_30_cm	-13.956	1.041	<0.0001	-16.507 to -11.404

[a] Bonferroni corrected

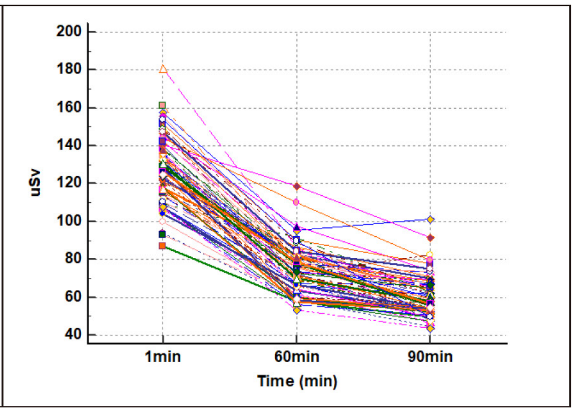


Fig. 4 시간대별 방사선량률 변화 (30 cm) 1 min-90 min

Within-subjects factors

Factor	Mean	Std. Error	95% CI
1min_50_cm	74.1219	1.2510	71.6220 to 76.6218
60min_50_cm	42.9234	0.8045	41.3158 to 44.5311
90min_50cm	35.0203	0.5532	33.9149 to 36.1257

Pairwise comparisons

Factors			Mean difference	Std. Error	P [a]	95% CI [a]
1min_50_cm	-	60min_50_cm	31.198	0.890	<0.0001	29.009 to 33.388
	-	90min_50cm	39.102	1.109	<0.0001	36.374 to 41.829
60min_50_cm	-	1min_50_cm	-31.198	0.890	<0.0001	-33.388 to -29.009
	-	90min_50cm	7.903	0.592	<0.0001	6.446 to 9.360
90min_50cm	-	1min_50_cm	-39.102	1.109	<0.0001	-41.829 to -36.374
	-	60min_50_cm	-7.903	0.592	<0.0001	-9.360 to -6.446

[a] Bonferroni corrected

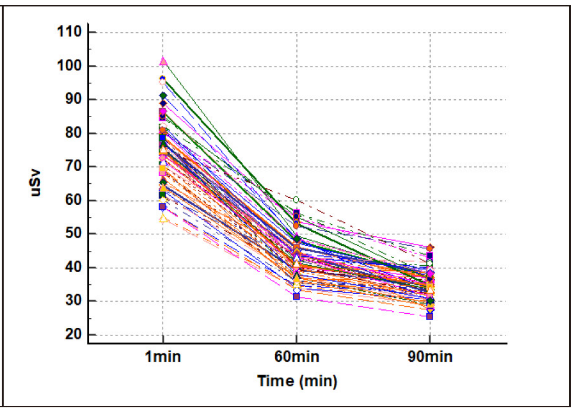


Fig. 5 시간대별 방사선량률 변화 (50 cm) 1 min-90 min

방사선량률을 비교한 것은 Repeated measures analysis of variance(repeated measures ANOVA)를 통해 분석하였고, 나이, 성별별, 체질량지수는 T-test(Paired T-test)를 이용하여 분석하였으며, 크레아티닌 수치, 투여량에 따라 비교한 것은 피어슨 상관계수(Pearson´s correlation coefficient)를 계산하여 평가하였다. P값이 0.05 미만일 경우 통계적으로 유의하다고 평가하였다.

Ⅲ. 결과

1. 시간과 거리에 따른 방사선량률 비교

1 min에서 90 min 까지 시간대 별 방사선량률 변화에서 10 cm, 30 cm, 100 cm 거리 모두 통계적으로 유의한 차이를 가지고 감소하였고 거리별 방사선량률 변화에서도 p<0.0001로 모든 시간에서 유의한 차이를 가지고 감소하였다(n=73).

Within-subjects factors

Factor	Mean	Std. Error	95% CI
1min_100cm	29.2438	0.5020	28.2430 to 30.2446
60min_100cm	16.7603	0.3579	16.0467 to 17.4738
90min_100cm	13.6342	0.2287	13.1783 to 14.0902

Pairwise comparisons

Factors			Mean difference	Std. Error	P [a]	95% CI [a]
1min_100cm	-	60min_100cm	12.484	0.351	<0.0001	11.623 to 13.344
	-	90min_100cm	15.610	0.384	<0.0001	14.669 to 16.550
60min_100cm	-	1min_100cm	-12.484	0.351	<0.0001	-13.344 to -11.623
	-	90min_100cm	3.126	0.268	<0.0001	2.469 to 3.784
90min_100cm	-	1min_100cm	-15.610	0.384	<0.0001	-16.550 to -14.669
	-	60min_100cm	-3.126	0.268	<0.0001	-3.784 to -2.469

[a] Bonferroni corrected

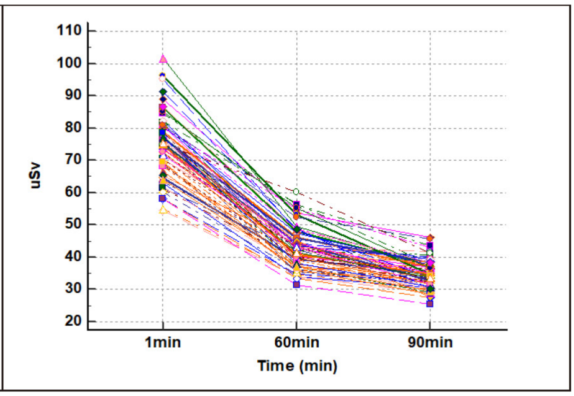


Fig. 6 시간대별 방사선량률 변화 (100 cm) 1 min-90 min

Within-subjects factors

Factor	Mean	Std. Error	95% CI
1min_10cm	264.0658	5.0241	254.0503 to 274.0812
1min_30_cm	128.0597	2.0188	124.0353 to 132.0841
1min_100cm	29.2438	0.5020	28.2430 to 30.2446

Pairwise comparisons

Factors			Mean difference	Std. Error	P [a]	95% CI [a]
1min_10cm	-	1min_30_cm	136.006	3.877	<0.0001	126.503 to 145.510
	-	1min_100cm	234.822	4.717	<0.0001	223.261 to 246.383
1min_30_cm	-	1min_10cm	-136.006	3.877	<0.0001	-145.510 to -126.503
	-	1min_100cm	98.816	1.644	<0.0001	94.786 to 102.846
1min_100cm	-	1min_10cm	-234.822	4.717	<0.0001	-246.383 to -223.261
	-	1min_30_cm	-98.816	1.644	<0.0001	-102.846 to -94.786

[a] Bonferroni corrected

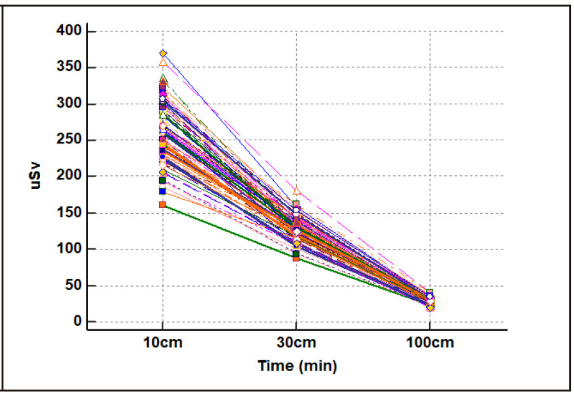


Fig. 7 거리별 방사선량률 변화 (1 min에서 10 cm, 30 cm, 100 cm 비교)

Within-subjects factors

Factor	Mean	Std. Error	95% CI
60_min_10cm	140.6616	2.9722	134.7367 to 146.5866
60min_30_cm	74.6479	1.4394	71.7785 to 77.5174
60min_100cm	16.7603	0.3579	16.0467 to 17.4738

Pairwise comparisons

Factors			Mean difference	Std. Error	P [a]	95% CI [a]
60_min_10cm	-	60min_30_cm	66.014	2.158	<0.0001	60.724 to 71.304
	-	60min_100cm	123.901	2.758	<0.0001	117.140 to 130.663
60min_30_cm	-	60_min_10cm	-66.014	2.158	<0.0001	-71.304 to -60.724
	-	60min_100cm	57.888	1.203	<0.0001	54.940 to 60.836
60min_100cm	-	60_min_10cm	-123.901	2.758	<0.0001	-130.663 to -117.140
	-	60min_30_cm	-57.888	1.203	<0.0001	-60.836 to -54.940

[a] Bonferroni corrected

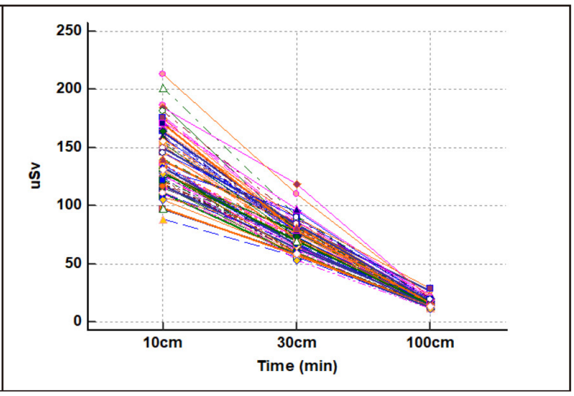


Fig. 8 거리별 방사선량률 변화 (60 min에서 10 cm, 30 cm, 100 cm 비교)

Within-subjects factors

Factor	Mean	Std. Error	95% CI
90min_10cm	114.7137	2.3707	109.9878 to 119.4396
90min_30cm	60.3329	1.2463	57.8485 to 62.8173
90min_100cm	13.6342	0.2287	13.1783 to 14.0902

Pairwise comparisons

Factors		Mean difference	Std. Error	P [a]	95% CI [a]
90min_10cm	- 90min_30cm	54.381	1.769	<0.0001	50.045 to 58.716
	- 90min_100cm	101.079	2.249	<0.0001	95.567 to 106.592
90min_30cm	- 90min_10cm	-54.381	1.769	<0.0001	-58.716 to -50.045
	- 90min_100cm	46.699	1.129	<0.0001	43.931 to 49.466
90min_100cm	- 90min_10cm	-101.079	2.249	<0.0001	-106.592 to -95.567
	- 90min_30cm	-46.699	1.129	<0.0001	-49.466 to -43.931

[a] Bonferroni corrected

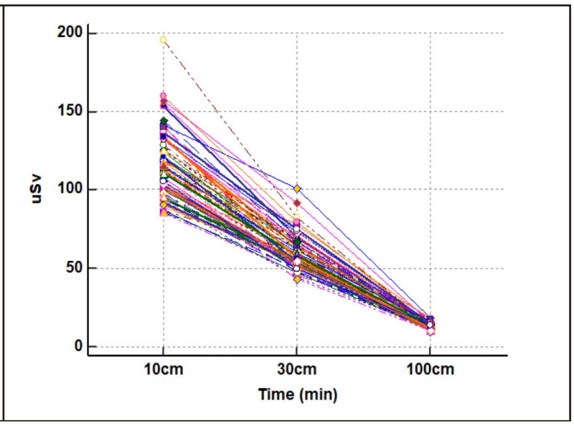


Fig. 9 거리별 방사선량률 변화 (90 min에서 10 cm, 30 cm, 100 cm 비교)

Table. 2 체질량지수에 따른 방사선량률 P value

거리	10	30	50	100
P value	=0.1249	=0.4229	=0.0624	=0.0761

Table. 3 성별에 따른 방사선량률 P value

거리	10	30	50	100
P value	=0.0042	=0.0064	=0.0019	=0.0007

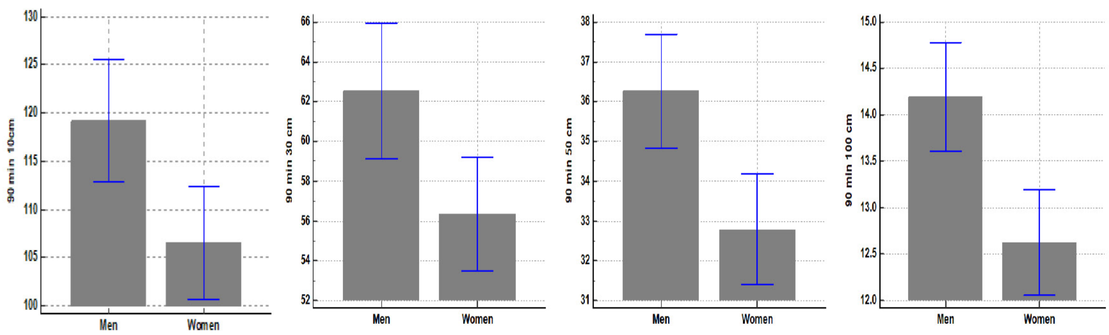


Fig. 10 성별에 따른 방사선량률 비교(10 cm, 30 cm, 50 cm, 100 cm)

2. 환자의 특성에 따른 방사선량률 비교

1) 환자의 나이에 따른 방사선량률 비교

방사성의약품 투여 후 90 min에서 나이에 따른 방사선량률 측정은 통계적 분석 결과 전체 거리에서 유의한 차이가 없었다.

2) 체질량지수에 따른 방사선량률 비교

방사성의약품 투여 후 90 min에서 체질량지수에 따른 방사선량률 측정은 과체중이 정상인에 비해 높은 경향이 있으나 통계적 유의성을 검정한 결과 유의한 차이가 없었다.

3) 성별에 따른 방사선량률 비교

방사성의약품 투여 후 90 min에서 성별에 따른 방사선량률 측정은 전체 거리에서 남성이 여성에 비해 높게 측정되었고 통계적 유의성을 분석한 결과 모든 거리에서 p 값이 0.05 미만으로 나와 유의한 결과를 보였다(Table. 3)(Fig. 10).

4) 방사성의약품 투여량에 따른 방사선량률 비교

방사성의약품(^{18}F-FDG)은 환자의 체중(kg)에 0.15 mCi를 곱한 용량으로 투여하여 90 min 후에 통계적으로 분석한 결과 투여량이 많을수록 모든 거리에서 방사선량률이 높게 나타났다(Table. 4)(Fig. 11).

5) 크레아티닌 수치에 따른 방사선량률 비교

방사성의약품 투여 후 90 min에서 크레아티닌에 따른 방사선량률 측정은 각 거리에서의 방사선량률이 혈중 크레아티닌과 $p<0.05$인 유의한 양의 상관관계가 나타났다(Table. 5)(Fig. 12).

3. 직무피폭 및 의료피폭선량 추정

시간과 거리에 따라 방사선량률을 측정한 결과 아래와 같이 나타났다(Table. 6).

환자 1명에 대한 직무피폭선량과 의료피폭선량을 각 검사별 접촉시간에 따라 분류하여 연간 피폭선

Table. 4 방사성의약품 투여량에 따른 방사선량률 P value

거리	10	30	50	100
P value	=0.0027	=0.0333	<0.001	<0.001

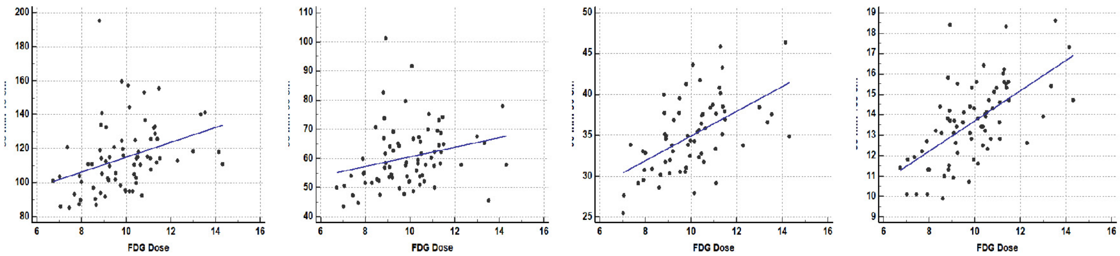


Fig. 11 방사성의약품 투여량에 따른 방사선량률 그래프(10 cm, 30 cm, 50 cm, 100 cm)

Table. 5 크레아티닌 수치에 따른 방사선량률 P value

거리	10	30	50	100
P value	=0.0279	=0.0079	=0.0002	=0.0283

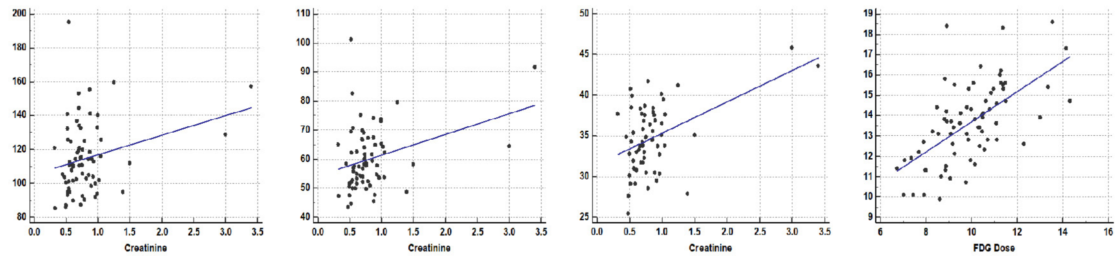


Fig. 12 크레아티닌 수치에 따른 방사선량률 그래프(10 cm, 30 cm, 50 cm, 100 cm)

Table. 6 시간과 거리에 따른 방사선량률 (μSv/h)

	10 cm			30 cm			50 cm			100 cm		
	Mean	Max	Min	Mean	Max	Min	Mean	Max	Min	Mean	Max	Min
1 min	264.07	370.5	160.2	127.7	153.7	87.06	74.12	101.7	54.4	29.24	40.6	19.8
60 min	140.66	213.5	88.3	74.65	118.7	53.2	42.92	60.1	31.3	16.76	28.6	11.4
90 min	114.71	195.3	85.1	60.33	101.1	43.5	35.02	46.3	25.4	13.63	18.6	9.9
150 min	82.75	122.8	62	43.36	56.2	30.6	24.46	32.7	20.1	9.51	15	7.1
210 min	52.18	71.2	37.3	28.84	43.7	19.5	15.35	24.2	11.1	6.34	10.4	5.1

Table. 7 환자 1명에게 받는 핵의학근무자의 피폭선량

대상	접촉시간	피폭선량	연간 피폭
핵의학근무자	2 min 38 sec	1.05+0.7+0.47 =2.22 μSv	2886 μSv

Table. 8 검사별 환자 1명에게 받는 피폭선량

대상	접촉시간	피폭선량	1년간 매일 1명 환자 검사 시		
			90 min	150 min	210 min
초음파근무자	30 min	57.4 μSv	14912.3 μSv	10757.5 μSv	6783.4 μSv
Angio근무자	58.86 min	59.18 μSv	15387.7 μSv	11059.4 μSv	7921.7 μSv
진료의사	5.6 min	3.27 μSv	849.8 μSv	593.5 μSv	372.5 μSv
CT실	107 sec	1.04 μSv	270.6 μSv	189.02 μSv	118.6 μSv

Table. 9 환자 1명에게 받는 보호자의 연간선량

대상	접촉시간	피폭선량	연간 피폭
보호자/간병인	24 hr	27.53μSv	55.06μSv

Table. 10 주사 후 90 min에 거리별 선량제약치

10 cm	30 cm	50 cm	100 cm
125.5 μSv	66.6 μSv	37.7 μSv	15.1 μSv

량을 추정하였다. 직무피폭에서 핵의학종사자의 접촉시간은 주사 직후부터 안정실까지 51 sec, 검사 전 환자 자세 교정 59 sec, 검사 후 교정 해제 48 sec로 주사 후 1 min, 60 min, 90 min에 50 cm 거리에서 측정된 평균값을 이용하였고 연간 피폭은 연간 260일 기준 매일 1명을 접촉했을 경우로 가정하였다[4](Table. 7).

초음파, Angio, 진료, CT실 근무자를 주사 후 90 min에서 환자 1명당 접촉시간에 따른 피폭선량을 추정하였고 연간 260일 기준으로 매일 1명씩 주사 후 90 min, 150 min, 210 min에서 검사할 경우 연간 피폭을 추정하였다[5][6][7](Table. 8).

의료피폭으로 보호자(간병인)는 주사 후 90 min에 24시간을 기준으로 1 m 거리에서 환자에게 나오는 측정된 선량에 F-18 FDG 유효반감기 1.4 시간을 이용하여 적분하였으며 연간 2번 PET/CT를 촬영한다고 가정하였다[8](Table. 9).

Ⅳ. 고찰

시간과 거리에 따른 선량률에서는 거리의 역자승 법칙과 반감기에 근사하여 선량률이 감소하였으며 환자의 특성에 따라서는 성별과 투여량, 크레아티닌 수치에 따라 선량률이 변화하였다. PET/CT 검사 환자 한명으로부터 피폭되는 선량은 주사 후 90분에 측정된 값을 기준으로 각 검사별 거리와 시간을 보수적으로 평가하여 추정한 결과 거리가 가깝고 검사 시간이 비교적 긴 초음파 검사와 Angio 검사에서 높은 선량으로 나타났다. 1년 기준 260일간 하루 1명의 환자를 30분 동안 10 cm 거리에서 검사한다고 가정했을 때 7.13시간 후, 같은 기준으로 약 1시간동안 30 cm 거리에서 검사 시 7.216시간 후 일반인 기준인 연간 1 mSv 이내로 충족되었다. 본원의 피폭선량을 관리하기 위해 ICRP 103. 권고사항인 방호 최적화를 위한 선량제약치를 각 거리에서 측정된 인원에 대하여 75 % 기준으로 제시하였다[9] (Table. 10). 제한점으로는 측정 장비를 법정개인선량계가 아닌 서베이미터로 측정하여 추정한 값으로 실제 선량과 차이가 있을 수 있고, 인용된 각 검사별 측정거리와 시간이 실제 임상과 차이가 있을 수 있다. 또한 고찰에서 언급한 약 7시간을 실제 측정하여 확인해 보지 못하였다. 추후 연구에서는 PET/CT환자

를 검사한 종사자와 그렇지 않은 종사자의 법정개인선량계를 이용하여 연간 피폭선량을 비교한다면 보다 정확한 결과 값이 도출될 것이다.

V. 결론

PET/CT 검사는 영상의학 진단영역에 큰 비중을 차지하고 있으나 피검자뿐만 아니라 검사자에게도 피폭을 줄 수 있고 특히 체중이 많거나 크레아티닌 수치가 높은 환자의 경우 더욱 많은 피폭을 주는 단점이 있어 이를 극복하기 위해 일정 이상의 시간과 거리를 유지하는 것이 필요하다. 본원에서 PET/CT 검사를 진행한 환자의 경우 6시간 이후 다른 검사를 진행하도록 권고하고 있다. 위 실험의 측정값을 기준으로 초음파나 Angio와 같은 짧은 거리에서 오랜 시간 진행되는 검사는 보수적으로 판단하여 F-18 FDG 주사 후 약 7시간 이상 지나야 일반인의 선량한도를 넘지 않는다. 이에 본원에서 권고한 6시간은 실제 임상환경을 고려했을 때 적절한 기준이라 할 수 있다. 하지만 방사선 피폭은 결정적영향 뿐만 아니라 확률적영향으로 장해를 일으킬 수 있으므로 각 기관에서 방호 최적화를 위한 선량제약치를 설정하여 적극적으로 피폭선량을 관리해야 할 것이다.

참고문헌

1. 김경식, 이주영, 정우영 등. PET/CT검사에서 시간 입력 차이에 따른 표준화섭취계수(SUV) 변화에 대한 고찰. 핵의학기술학회 2011;15권 1호:21-25.
2. 대한핵의학의학회 https://ksnm.orkr
3. ICRP. The 2007 Recommendations of the Internal Commission on Radiological Protection. 2007:5.9.1
4. 곽병준, 지태정, 민병인. F-18 FDG를 이용한 핵의학 검사에서 주변 선량의 안전성 평가. 한국안전학회지 2009; 제24권 제6호:159.
5. Griff M, Berthold T, Buck A. Radiation Exposure to Sonographers from Fluorine-18-FDG PET Patients. Journal of nuclear medicine technology. 2000:186-187
6. 박형신. 중재적방사선검사에서 환자 피폭선량에 관한 연구. 한서대학교 2009:21
7. 이찬희, 임현선, 김영남 등. 진료과별 적정 외래 진료시간에 관한 연구. 보건행정학회지 2014; 24(3):254-260
8. Kalevi Kairemo, Aki Kangasmäki. Imaging of Accidental Contamination by Fluorine-18 Solution: A Quick Troubleshooting Procedure. Asia Oceania J Nucl Med Biol. 2016;4(1):51-54.
9. 성경정. 선량제약치 도입에 따른 피폭선량 관리 최적화. 조선대학교 대학원 2020:10.

악성두피종양 환자에게 사용되는 보루스헬멧(Bolus-Helmet)의 제작에 관한 가이드라인(Guide-Line)

이정진[1], 문재희[2], 김희성, 김군주, 서정민, 최재훈, 김성가[2], 장인기[1]
인하대학교 의과대학부속병원 방사선종양학과

국문초록

본 연구는 약 5-6년에 걸쳐 내원한 총11명의 부분 혹은 전체에 악성두피종양 환자를 대상으로 자체 개발한 보루스헬멧(bolus-helmet)의 제작방법에 관한 소개이다. 악성두피종양환자 중 보루스(bolus)를 이용한 헬멧(helmet)의 제작에 있어 매우 복잡하고 까다로운 TSI(Total Scalp Irradiation) 환자 7명을 대상으로 헬멧을 제작하였고, 헬멧제작(Bolus Helmet's Production)에 대한 방법을 가이드라인(Guide-Line)을 통해 안내함으로 치료 시 발생되는 환자의 불편함과 낮은 재현성을 개선하고, 제작에 소요되는 경제적 시간적인 비용과 공기층(Air-gap)에 발생을 최소화 하고자 하였다. 7명의 환자를 대상으로 보루스헬멧(Bolus-Helmet)을 적용하여 임상적으로도 그 유용성을 확인할 수 있었고, 치료부위에 목적선량을 적정하게 전달하고, 위치재현성을 안정적인 유지와 두피와 보루스(Bolus)간 발생되는 공기층(Air-gap)에 간격을 최소화할 수 있었다.

헬멧(helmet)의 제작방법은 제공한 가이드라인(guide-line)을 통해 3~40분이면 쉽게 제작이 가능할 것으로 기대하며, 헬멧(helmet)의 제작과정과 시간을 획기적이고 현격하게 줄임으로 당일 내원한 환자의 당일 치료가 가능하였으며, 환자가 부담해야 하는 시간적 경제적 심리적인 비용의 부담을 최소화할 수 있었다.

아울러 제공된 가이드라인(guide-line)에 따라 누구나 보루스(bolus)를 이용하여 헬멧(helmet)을 제작할 수 있게 되기를 바라며, 제작과정에서 생기는 궁금한 사항이나 문의가 있다면 본 연구자에 메일과 휴대폰 등을 통해 언제든 문의해 주기를 적극적으로 바라고 희망하는 바이다.

중심단어: TSI(Total Scalp Irradiation), Bolus Helmet, Guide-Line

Ⅰ. 서론

두개골을 둘러 싸고 있는 두피에 발생된 종양은 두피가 가진 해부학적 특성상 굴곡이 현저하고, 뇌와 시신경과 같은 감수성이 높은 장기가 인접해 있는 부위로 치료목적에 맞는 선량전달에 필요성이 매우 요구된다. 특히나, 두피의 일부분이 아닌 두피 전체에 방사선을 조사해야 하는 경우에 인접 장기를 보호하고, 필요한 목적선량을 전달하는 일은 매우 복잡하고, 까다로운 일이며, 다른 신체부위와는 다르게 종양의 대부분이 무증상이거나 크기가 작은 경우가 많고, 모발에 의해 가려져 있어 환자가 질병을 인지할 가능성이 다른 부위에 비해 매우 낮을 뿐만 아니라, 악성종양의 경우에 국소 재발율이 높고, 초기에 원격전이를 일으키는 등 잠재적 위험성이 높기 때문에 시간의 지연에 따라 심각한 결과를 초래할 수도 있는 암으로 분류된다.

이러한 악성두피종양에 대부분은 편평세포암, 전이암, 기저세포암, 보웬병, 각질가시세포종, 악성흑생종, 균상식육종, 혈관육종, 림프종, 아포크린선의 이상으로 기인하는데 보통의 피부질환에 비해 모낭과 피지선이 많이 존재하고, 이러한 모발, 모낭, 피지선이 서로 복잡하게 연관되어 있으므로 정확한 진단을 내리기 어렵고, 병리학적 측면에서 보더라도 동일한 양상을 나타낸다고 알려져 있다.

앞서 설명 드린 바와 같이 두피에 발생된 종양에 대해 별거 아니라고 인식하는 환자가 다수이기에 국내에 악성두피 종양의 발생 빈도는 높지 않은 것으로 나타나는 경향이며, 이러한 이유로 유병률에 있어서도 의미 있는 감소는 보이지 않고 있지만, 2014년 발표된 대한피부과학회지의 연구자료에 따르면 두피와 관련한 질환들은 매년 조금씩 늘어나는 추세이고, 질병의 이완율에 있어서는 일반적으로 남성이 여성보다 1.2배 정도로 높고, 양성종양이 악성종양에 비해 일반적으로 7배 높게 나타난다는 통계와는 달리 실제 경상도 지역만을 대상으로 조사된 연구자료에 따르면 3.8배 정도에 이른다고 한다. 따라서, 또한 고령의 인구를 대상으로 가장 흔하게 발생되기 때문에 앞으로 초고령

화 사회를 향해 가는 국내 통계 사정에 비추어 보더라도 이러한 두피종양에 관하여 지속적인 연구가 필요하다는 연구자들의 설명들이 매우 타당함을 알 수 있다.

악성두피종양의 방사선치료에 최초 전자선을 이용한 치료가 주요하게 사용되었는데 현재는 전자선이 가지고 있는 불필요한 산란선의 영향, 선속의 불균일성과 불안정성, 치료부위가 가진 굴곡성과 불규칙성 및 복잡성 등을 고려하여 이를 보완하는 방안으로 주로 광자선을 이용한 치료가 시행된다. 이때 전자선이 가지고 있는 표면에 선량분포가 집중되는 장점을 살리기 위한 방안으로 조직등가물질인 보루스(Bolus)를 이용하는 방법이 주로 사용하고 있다. 방사선치료의 전달효과를 높이기 위해 사용되는 조직등가물질인 보루스(bolus)는 피부에 전달하는 선량을 높임으로 두피에 전달하고자 하는 선량을 적정화하는 도구이며, 두피 전체를 방사선 치료를 시행해야 하는 경우에 매우 주요한 도구가 된다. 이러한 도구를 이용해 치료효과를 높이려는 연구는 꾸준히 이루어져 왔으며 앞으로도 이에 대한 연구는 지속되어 나갈 것이다.

본원에서는 이러한 악성두피종양환자의 방사선 치료를 시행하기 위해 요구되는 헬멧(helmet)을 자체 제작해보고, 그 제작방법에 가이드라인(guide-line)을 제공함으로 가능한 많은 종사자들이 보루스(bolus)를 이용하여 헬멧(helmet)을 쉽게 제작할 수 있기를 바라며, 비교적 많은 사진들을 이용해 설명을 돕고자 노력했다.

물론, 본 연구가 아니더라도 악성두피종양환자의 방사선 치료에 필요한 다양한 방식의 헬멧(helmet)을 제작하는 방안들에 대한 연구자료가 소개 되고 있는데 가장 최근에 3D프린터(3D-Printer)기술의 이용과 보루스(bolus)를 대체할 수 있는 조직등가물질(tissue equivalent material)의 물리적 특성을 더하는 기술을 접목해 시너지효과를 창출해 내는 방식으로 악성두피종양환자의 완치율을 높이는데 기여하고 있는 추세이다.

하지만, 보루스(bolus)를 이용해 제작된 헬멧(helmet)에 관한 연구자료나 안내서는 여전히 찾아보기 어렵고 보루스(bolus)를 이용해 치료에 필요한 헬멧(helmet)을 제작하는 연구사례도 많지 않다. 특히나, 본 연구와 같이 가이드라인(guide-line)을 통해 보루스헬멧(bolus-helmet)을 쉽게 제작해 사용할 수 있게 소개하거나 매뉴얼을 제공하는 일은 국내외를 살펴보더라도 찾아보기는 매우 어려울 것으로 사료된다.

앞서 설명한 바와 같이 본 연구는 본원이 자체 제작하여 임상에 적용한 보루스헬멧(bolus-helmet)의 모든 제작과정에 가이드라인(guide-line)을 제공하고 공유하여 누구나 쉽게 보루스헬멧(bolus-helmet)을 제작 할 수 있도록 하는데 그 목적이 있다.

Ⅱ. 실험 방법 및 대상

1. 보루스(bolus)를 이용한 헬멧(Helmet) 제작의 준비

보루스헬멧(bolus-helmet)의 제작을 위해 필요한 필수재료이다. (사진 1.) 헬멧의 용이한 제작을 위해서 가능한 1명의 작업자보다는 2명의 작업자가 제작에 참여하는 것이 보다 쉽고 빠르며 효과적일 것이며, 본 연구에 목적상 헬멧(helmet)의 제작과정과 방법을 안내하는 것이 목적이기에 보다 쉬운 안내를 위해 환자를 대신하여 인체모형팬텀(human-phantom)을 사용하였다.

사진. 1 U-자형 마스크(Aqua-plaster) 2~3개, 가위(scissor), 보루스(bolus 0.5-1.0cm) 1~2개, 면-테이프(cotton-tape), 인체모형팬텀(human-phantom)

2. 보루스(bolus)를 이용한 헬멧(Helmet)의 제작 (A~G단계)

A단계 : 악성두피종양 TSI(total scalp irradiation) 환자의 치료부위 범위(margin) 표시

악성두피종양환자는 CT-simulation(모의치료)를 시행하기 전 주치의가 해당 치료부위에 팬(pen)과 와이어(wire)를 사용하여 치료범위(margin)를 표시(marking)하게 되는데 본 연구에서는 인체모형팬텀(human-phantom)에 흰색 면-테이프를 이

용하여 치료부위와 범위가 더 명확하고 뚜렷하게 보일 수 있도록 했다. (사진 2.)

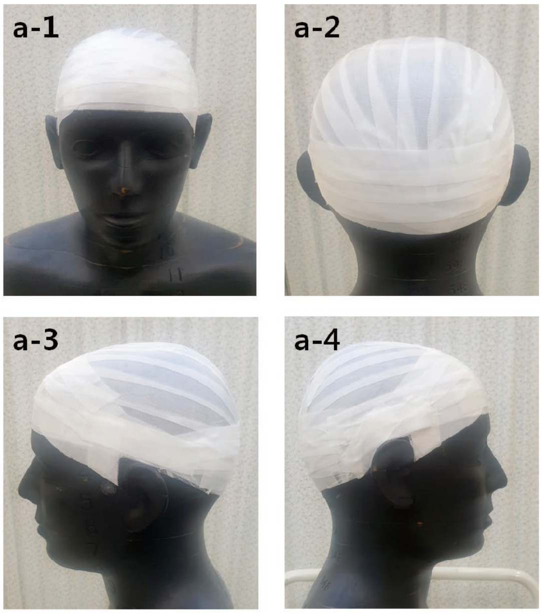


사진 2. 인체모형팬텀(human-phantom)의 이용해 두개골(skull)에 악성두피종양환자의 치료범위에 흰색 면-테이프(cotton-tape)를 사용하여 치료범위를 표시(marking)하고, 치료범위가 표시된 전면(anterior)부, 후면(posterior)부, 그리고 양쪽 측면(Bi-lateral)을 촬영해 놓은 사진이다.

B단계 : U-자형 마스크(aqua-plaster)의 사용

두개골(skull)을 둘러싼 전체 두피에 치료범위의 표시가 되면, 해당 치료부위에 U-자형 마스크(mask)를 아래 (사진 3. b-1)에 표시된 노란 화살표 방향으로 맞춰 씌우면 되는데 이때 환자의 자세는 CT-table위에 앉은 자세(sitting-position)로 하고, 고개를 바르게 유지한다. 마스크(mask)는 머리 꼭대기에서 아래 목의 방향(수직)으로 두개골의 형태에 맞춰 최대한 밀착해서 씌우도록 한다. (사진 3. b-1) 마스크를 노란 화살표 방향에 맞추고 수직으로 씌우는 과정에서 한 명의 작업자는 마스크 전면(anterior)부을 잡도록 하고, 다른 한 명의 작업자가 후면(posterior)부를 잡아 씌우도록 하면 마스크를 두피에 밀착시키는데 보다 효과적이다. (사진 b2~b3)와 같이 '붉은선' 으로 표시된 치료부위의 범위보다 충분히 확장해 씌우도록 하며, 이 작업과정에서 마스크를 두피 전체에 밀착시키려는 두 작업자의 노력이 매우 중요하게 작용한다. (사진 3. b-1, b-2, b-3)

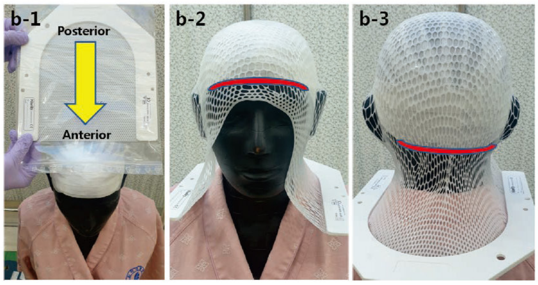


사진 3. U-자형 마스크(mask)를 화살표 방향에 맞춰 위에서 아래 목의 향해 수직으로 밀착시켜 씌운 전면(anterior)부와 후면(posterior)부를 촬영해 놓은 사진이다.

C단계 : 두피에 표시된 치료범위(붉은선)보다 2-3cm확장하여 마스크(Mask)위에 표시(marking)

앞서 (사진 3.)에서처럼 마스크(mask)를 두개골(skull) 전체에 밀착하여 씌우고 나면 아래 (사진 4.)와 같이 '붉은선'으로 표시된 치료부위의 범위(margin)보다 최소 2~3cm가량 연장하여 '파란선'과 같이 연장하여 펜(pen)을 이용해 마스크 겉면에 표시를 시행하도록 한다. (사진 4. c-1, c-2)

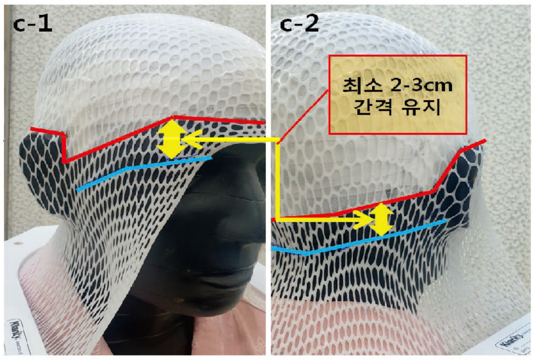


사진 4. 마스크(mask) 위에 흰 색 면-테이프(cotton-tape)로 표시해 보이는 범위(margin)보다 2-3cm 연장하여 파란선과 같이 펜(pen)을 이용하여 표시(remarking)를 한다.

D단계 : 보루스(Bolus)를 마스크(mask) 위에 덮는 방법

이제 본 연구의 주요단계인 마스크(mask) 위에 필요한 두께의 보루스(bolus)를 덮는 방법에 관한

안내이다.

아래 (사진 5. d1와 d2)는 각각 두개골(skull)에 횡단면(transverse-section)의 방향에 구조면과 보루스(bolus)면을 동일하게 매칭(matching)해 놓은 구조도로 사진 안에 ①에서 ⑧까지 기재된 번호 순서에 맞춰 보루스(bolus)를 덮는 과정을 안내하도록 하겠다. (사진 5. d1, d2)

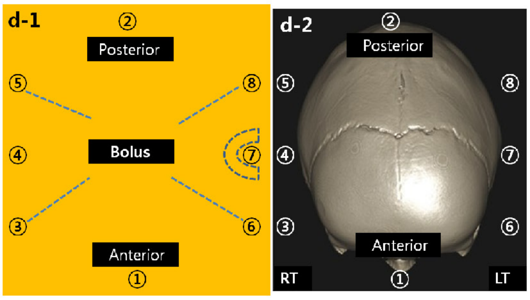


사진 5. d1은 보루스(bolus)의 단면이고, d2는 보루스(bolus)면이 덮어 질 곳을 두개골(skull)의 횡단면(transverse-section)으로 나타낸 사진이다.

위 (사진 d1~d2)에 기재된 번호 순서에 따라 ① 전면부(anterior)과 ②후면부(posterior)에 보루스(bolus)를 이용하여 마스크(mask) 위에 덮는 방안에 대해 살펴보도록 하겠다. (사진 6. ①, ①-1, ②)

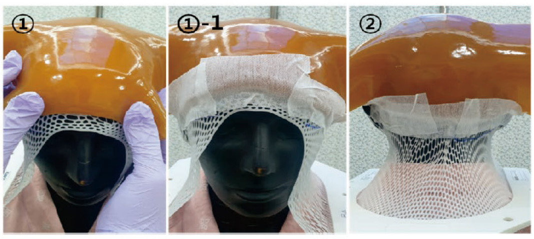


사진 6. ①전면(anterior)과 ②후면(posterior)의 치료범위에 맞춰 보루스(bolus)를 고정해 놓은 사진이다.

한 명의 작업자가 보루스(bolus)를 인체모형팬텀(human-phantom) 두개골(skull) 전면부(anterior)에 놓고, 두개골 전면부(anterior)에 흰색 면-테이프(cotton-tape)를 이용해 표시해 놓은 치료부위 마진(margin)과 일치시켜 놓으면 (사진 6. ①) 다른 한 명의 작업자는 면-테이프를 이용해 보루스(bolus)를 마스크(mask)의 표면에 단단하게 고정하여 붙이도록 한다. (사진 6. ①-1)

후면부(posterior) 또한 앞서 본 (사진 ①과 ①-1)의 전면(anterior)부에서 시행된 방식과 동일하게 보루스(bolus)를 마스크(mask) 표면에 단단하게 고정해 붙이도록 한다. 그러면 (사진 6. ②)와 같은 형태가 된다.

다음 과정을 진행하기에 (사진. 5)에 기재된 ①②번을 제외한 ③④⑤⑥⑦⑧에 표시된 파란 점선들은 모두 자르기(cutting)를 시행해야 할 곳을 표시해 놓은 것이며, 순서에 따라 ③번에 표시된 파란 점선의 방향에 맞춰 자르기를 먼저 시행한다. (사진 7. ③-1)

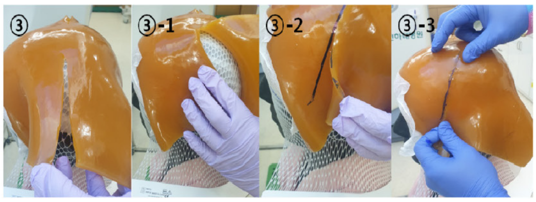


사진 7. 두개골(skull)의 굴곡진 부위에 보루스(bolus)가 겹치는 현상을 해결하기 위해 ③번 전면부(anterior)에 자르기(cutting)를 시행하고, 겹친 부위를 펜(pen)를 표시 후, 다시 자르기를 시행하여 보루스(bolus)를 일치시키는 과정의 안내 사진이다.

(사진 5. ③)번에 파란 점선에 자르기를 시행하면 (사진 7. ③)과 같이 된다. 잘라진 보루스(bolus)에 두 면을 겹치게 하고, 겹쳐진 한 면에 펜(pen)을 이용해 자르기 할 곳을 재표시(remarking)한다. (사진. 7 ③-1, ③-2)

펜(pen)으로 표시해 둔 곳에 다시 자르기를 하면 잘라진 보루스(bolus)의 두 면이 (사진. 7 ③-3)과 같이 잘 맞춰지게 된다. 이때, 한 명의 작업자가 두 면이 일치하도록 보루스(bolus)를 잡고, 다른 작업자가 면-테이프를 이용하여 단단하게 보루스(bolus)를 밀착해 고정시키도록 한다.

해부학적 구조상 구형의 두개골(skull)을 둘러싼 두피 전체에 평면으로 된 5~10mm두께에 보루스(bolus)를 동일한 두께로 덮는 과정에서 겹치거나 빈 틈이나 공간이 생기지 않도록 해야 하기에 이러한 굴곡으로 인해 발생되는 겹침 부위를 위와 같은 방법을 통해 해결해 주는 방안이 반드시 필요하며, 헬멧(helmet)을 제작하는데 있어 매우 중요하고 해결되어야 할 최우선 과제이다. (사진 7. ③, ③-1, ③-2, ③-3)

순서에 따라 (사진 5. ④)는 귀가 위치해 있는 부

위로 해당 부위에 귓바퀴의 모양을 따라 자르기 할 곳을 펜(pen)을 이용해 반달의 형태로 표시한다. 그리고, 아래 (사진 8.)과 같이 귀의 형태와 치료부위 마진에 맞춰 펜(pen)을 이용해 ④번과 같이 표시하고, 표시된 귀의 형태에 따라 자르기를 시행하면 (④-1)의 모양이 된다. 반대편 (사진 5. ⑦) 또한 아래 (사진 8. ④, ④-1)과 동일한 방식으로 시행하면 된다. (사진 8. ④, ④-1, ⑤)

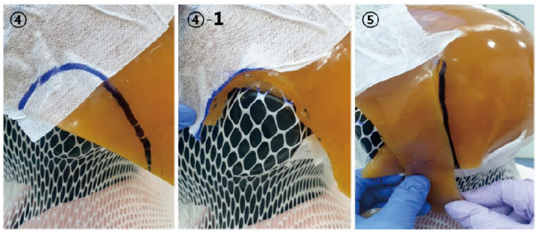


사진 8. ④번과 ⑦번은 양측 귀가 위치한 부위이며, 귓바퀴의 모양에 맞춰 표시하고, 자르기를 시행한 사진이다.

⑤과 ⑧번 후면부(posterior)는 앞서 설명한 (사진 7. ③, ③-1, ③-2, ③-3)에 순서와 동일하게 파란 점선에 따라 자르기를 시행하고, 겹침 부위에 펜(pen)을 이용해 표시하고, 표시된 부분에 다시 자르기 시행한 후에 잘라진 보루스(bolus)의 두 면을 일치시키고, 면-테이프를 이용해 일치된 면을 단단하게 고정해 붙이는 작업을 반복한다. 이제 보루스헬멧(bolus-helmet))을 제작에 A~D 단계, 그리고, D단계의 ①②③④⑤⑥⑦⑧의 제작 과정을 모두 마쳤다.

E단계 : 보루스헬멧(bolus-helmet)의 마무리

본원에서 자체 제작한 보루스헬멧(bolus-helmet)의 제작방법 A~D단계를 안내하였다. 가장 까다로운 과정으로 마스크(mask)에 보루스(bolus)를 덮는 D단계에 대해서도 ①~⑧번에 따라 모든 설명을 마쳤다. 이렇게 마스크(mask) 위에 보루스(bolus)를 밀착시켜 고정시키는 작업이 종료되면 보루스(bolus)가 씌어진 마스크(mask)에 표면을 보기 싫지 않도록 면-테이프를 이용하여 정리해 주도록 한다. (사진 9. e-1, e-2, e-3)
이러한 과정을 마치면 보루스헬멧(bolus-helmet)의 형태가 90%이상 완성되었다고 할 수 있다.

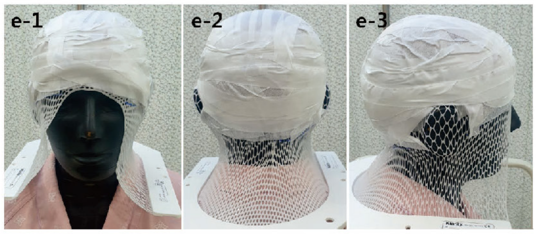


사진 9. 보루스헬멧(bolus-helmet)의 바깥 표면을 정리해 놓은 사진이다.

F단계 : 보루스헬멧(bolus-helmet)의 분리 및 완성

이제 마스크(mask)를 인체모형팬텀(human-phantom)에서 분리해 내고, 분리해 낸 마스크(mask)에 치료에 범위 외에 불필요한 곳은 모두 자르기(cutting)를 시행한다. 자르기 한 곳에 까칠한 면을 면-테이프를 이용하여 보기 좋게 정리해 주면 헬멧제작(helmet's production)의 과정은 종료된다. (사진 10. f-1, f-2, f-3, f-4)

사진 10. CT-simulation(모의치료)시행 바로 전, 완성된 보루스헬멧(bolus-helmet)으로 전면부(anterior), 후면(posterior)부, 그리고 양쪽 측면(Bi-lateral)을 촬영해 놓은 사진이다.

G단계 : CT-simulation(모의치료)시 마스크(mask) 겉면에 위치 표기

A~F까지 보루스헬멧(bolus-helmet) 제작과정의 모든 단계가 끝났다. 끝으로 치료자세(set-up position)에 재현성과 환자 위치잡이(set-up)의 신속성, 작업자의 편의성 확보를 위해 CT를 이용한 모의치료 시, 환자에게 완성된 헬멧(helmet)을 착용하고, 끝으로 마스크(mask)를 한 번 더 씌워 환자를 고정하는 과정에서 (사진 11. g-3, g-4)와 같이 '붉은선' 으로 마스크(mask)의 겉면에 보루스헬멧(bolus-helmet)의 테두리에 맞춰 헬멧(helmet)의 위치를 표시해 주면 치료 시, 헬멧(helmet)에 재현성과 환자 자세의 안정성이 유지됨으로 효과적인 위치잡이와 정확성을 높여 치료에 도움을 줄 수 있다. (사진 11. g-1, g-2, g-3, g-4)

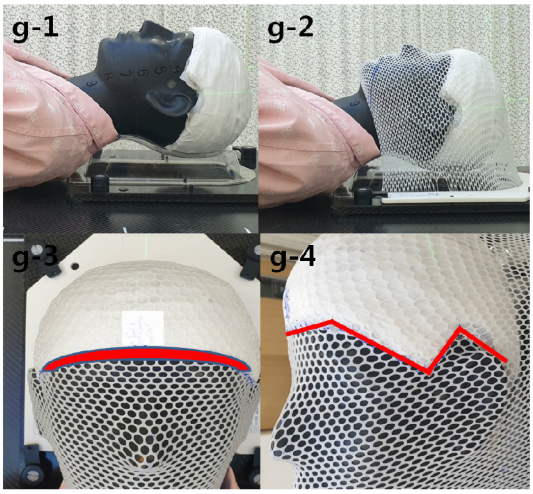


사진 11. CT-simulation(모의치료)시행 후에 환자의 마스크(mask)에 헬멧(helmet)의 치료범위 마진(margin)에 맞춰 '붉은선'과 같이 표시(marking)한다.

Ⅲ. 결과

1. 최초 CT-simulation(모의치료) 영상을 재구성한 3D-영상에 대한 평가

A~G까지 헬멧의 제작과정과 모의치료까지 방사선 치료를 시행 하기 전에 필요한 준비과정을 모두 마쳤다. 다음은 인체모형팬텀(human-phantom)에 헬멧(helmet)을 씌우고, 치료를 위해 고정용 마스크(mask)를 한 번 더 씌운 후에 CT-simulation(모의치료)를 시행하게 된다. (사진 11. g-1, g-2)

CT-simulation(모의치료)한 영상을 3차원으로 재구성하여 자체 제작한 보루스헬멧(bolus-helmet)에 문제점이나 보완해야 할 것은 없는지에 대하여 살펴보고, 두피와 헬멧(helmet) 간에 불필요하게 발생되는 공기층(air-gap)에 대해 재구성된 영상을 통해 평가해 보도록 하자.

완성된 헬멧의 내부를 세밀하게 살펴보면 제작과정에서 원형의 노란선으로 표시된 곳처럼 빈 틈이나 공간이 발생되는 것을 확인할 수 있다. (사진 12. h-2, h-3) 두 명의 작업자가 최대한의 노력을 기울여 헬멧을 제작했다손 치더라도 4곳에 자르기를 시행하고, 잘라진 보루스(bolus)의 두 면을 일치시켜 면-테이프를 이용해 고정하는 물리적인 과정에서 균열이 발생하게 된 것이다. 또한 두피종양이 가지고 있는 고유한 종양의 크기나 개수에 따라 이러한 빈 틈이나 공간들이 발생될 수 밖에 없는 일이지만, 그럼에도 불구하고 그러한 빈 틈과 공간을 줄여가는 노력들이 우리에게 필요하고, 앞으로도 개선해 나가야 할 몫일 것이다.

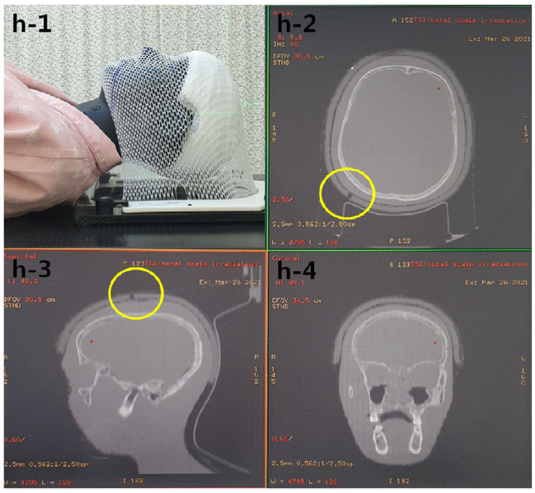


사진 12. 최초 CT-simulation(모의치료)한 영상을 3차원으로 재구성한 사진이다.

그러나, 이러한 균열의 문제가 발생되었다고 해도 우리는 전혀 걱정해야 할 이유가 없다. 왜냐하면 이런 빈 틈이나 공간을 해결할 방안을 가지고 있기 때문이다. 본원이 시행한 헬멧(helmet) 제작방식에서는 얼마든지 그러한 빈 틈과 공간에 대한 보수(after-service)가 가능하기 때문이며, 그 방법 또한 매우 쉽고 간단하다.

이렇게 물리적 구조적으로 부득이하게 발생된 보루스헬멧(bolus-helmet)에 빈 틈이나 공간을 메우기 하는 방법을 살펴보자. (사진 13.)

2. 보루스헬멧(bolus-helmet)에 발생된 빈 틈과 공간을 보수(메우기) 하는 방법 안내

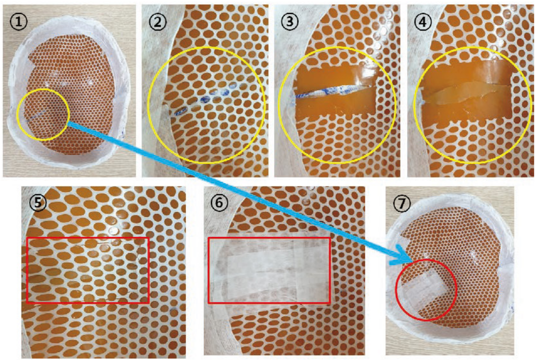


사진 13. 빈 틈과 공간이 발생된 부위를 보수(메우기) 하는 방법에 대한 안내 사진이다.

보수(A/S) 방법은 위 사진과 아래에 기재된 ①~⑦번의 순서에 따라 시행하면 된다.

① 헬멧(helmet)을 뒤집어 속 안에 빈틈과 공간이 있는지 유무를 확인한다.
② 빈 틈과 공간의 모양과 크기를 살핀다.
③ 칼을 이용해 메우기(보수)가 필요한 크기에 마스크(mask)면 3곳을 자른다.
④ 필요한 크기에 보루스(bolus)를 잘라 공간에 메우기(보수) 할 수 있도록 채워 넣는다.
⑤ 마스크(mask)에 잘라낸 3면을 다시 덮는다.
⑥ 덮어 놓은 마스크(mask)면을 면-테이프(cotton-tape)를 이용해 붙인다.

이러한 간단한 과정을 거치면 파란색 화살표에서 보이는 것처럼 ①번에 빈 틈과 공간을 ⑦번과 같이 매우 용이하게 메우기(보수)를 할 수 있다.

3. 보수(메우기) 후, CT-simulation영상을 재구성한 3D-영상에 대한 재평가

앞서 노란색 원형으로 표시된 (사진 11. g-1, g-2) 영상이 보수 후에는 아래 사진에 붉은색 원형과 같이 메우기 (A/S)를 시행한 후, 빈 틈과 공간이 해결되었음을 영상을 통해 쉽게 확인할 수 있다. (사진 14. i-2, i-3)

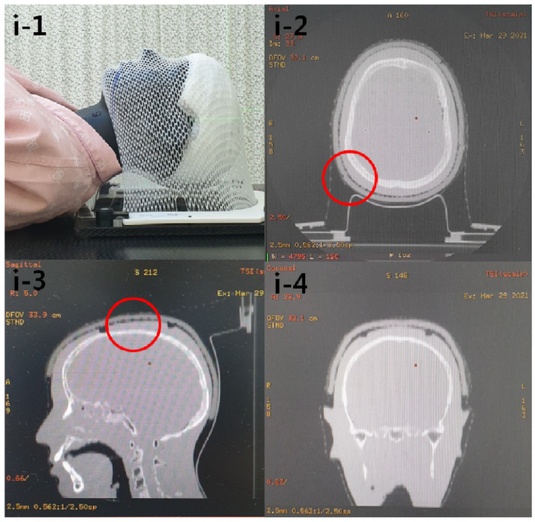


사진 14. 메우기(보수)를 통해 CT-simulation(모의치료)한 영상을 3차원으로 재구성한 사진이다.

4. 보수(메우기) 후, 재구성한 3D-영상을 통해 측정한 공기층(air-gap)의 최대값(Max-value)

자체 제작한 보루스헬멧(bolus-helmet)에 발생된 공기층(air-gap)에 간격(거리)에 대한 평가를 위해 인체모형팬텀(human-phantom)에 헬멧(helmet)을 씌우고, 벗기기를 3회 반복하여 CT-simulation(모의치료)을 시행하였다. 획득한 영상을 3D-영상으로 재구성하여, 두피와 헬멧 간 공기층(air-gap)의 발생이 가장 큰 곳을 두 명의 작

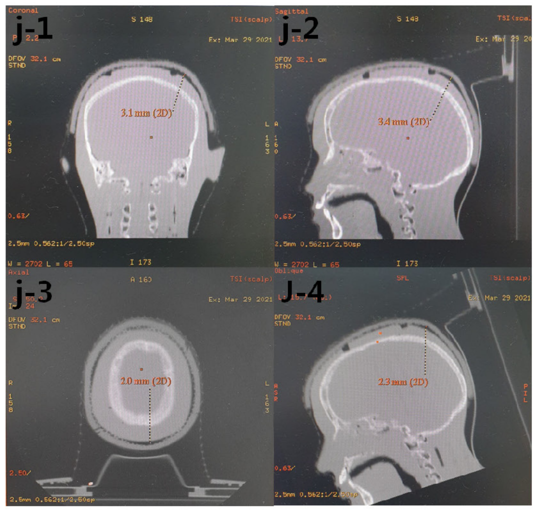


사진 15. 3회 CT-scan한 영상을 재구성 영상을 통해 발생된 공기층(air-gap)에 대해 3회씩 측정한 공기층(air-gap) 간격(거리)의 최대값(maximum-value)을 Axial/coronal/sagittal/oblique영상에 표시한 사진이다.

업자가 육안으로 먼저 확인 하고, 공기층(air-gap)이 가장 크게 발생한 곳의 간격(거리)을 두 명의 작업자 각각 3회씩 측정해 보았다. 두 명의 작업자가 발생된 공기층(air-gap)에 대해 각각 3회씩 측정한 값 중에 최대치(Maximum-value)를 평가도구로 기준하는 것이 본 연구의 목적에 부합하고, 유의미하기에 각각의 재구성된 영상에 공기층(air-gap)의 최대값(maximum-value)을 재구성영상에 표시하였다. (사진 15. j-1, j-2, j-3, j-4)

3회 모의치료를 시행한 CT-영상을 3차원으로 재구성한 3D(Coronal/axial/sagittal/oblique) 각각의 영상에서 두피와 헬멧 간에 발생한 공기층(air-gap) 간격에 측정결과, 최대값은 3.1cm/3.4cm/2.0cm/2.3cm으로 나타났다. 이는 국내에서 최근 발표된 3D-printer기술을 이용해 제작된 헬멧(helmet)의 유용성에 관한 연구자료에서 발생된 공기층(air-gap)의 측정값이 4mm이내였다는 연구자료와 비교해 보더라도 매우 견줄만하고 의미 있는 결과라고 평가할 수 있다.

그러나, 두 명의 작업자가 3회 반복하여 모의치료를 시행한 영상을 재구성하여 가장 큰 간격으로 보여지는 곳을 3회 반복하여 측정한 결과에 대해 최대값이나 최소값의 평균값이 아닌 최대 측정값으로 기준하는 보수적인 입장을 본 연구에서는 선택했지만, 작업자에 육안과 수작업을 통해 측정되었다는 한계에 따라 발생될 수 있는 미세한 오차가 존재할 가능성이 있다고 판단되어 이를 검증할 필요성이 있었다. 따라서, 측정된 최대값에 대한 신뢰성을 높이고, 측정 값에 대한 오차를 줄이기 위해 재구성된 3차원 영상에 D-FOV를 조정하여 재구성 영상을 크게 확대하여 재측정하는 추가적인 방식을 통해 최대값(maximum-value)에 대해 재평가를 시행하였다.

5. D-FOV 확대를 통해 재측정한 공기층(air-gap)의 최대값(Max-value)에 대한 재평가

앞서 두피와 헬멧(helmet) 간 간격(거리)의 최대치(maximum-value)를 측정하였는데, 이러한 최대치를 검증하기 위해 앞서 측정한 공기층(air-gap)의 간격이 가장 큰 곳에 D-FOV를 설정 값을 조정하여 영상을 확대함으로 공기층(air-gap)에 간격이 보다 정확하고, 명확하게 측정될 수 있도록 영상을 재구성하였다.

아래 (사진 16. K-1, k-2, k-3)와 같이 CT-scan한 영상을 재구성한 영상에 D-FOV를 조정하여 두 명의 작업자가 확대된 영상을 통해 각각 3회씩 재측정하고, 먼저 측정된 최대값과 비교해 본 결과, 1~2mm의 오차가 발생하였으며, 이러한 1-2mm의 오차로 공기층(air-gap)의 간격의 최대치(maximum-value)가 더 커질 거라는 예상과는 다르게 먼저 측정된 최대치(maximum-value)보다 오히려 1-2mm 감소하는 것을 확인할 수 있었다. 결과적으로 육안과 수작업으로 최초 측정한 최대값의 결과보다 오히려 재구성 영상을 확대하여 보다 정확하게 측정해 본 결과, 예상과는 다르게 공기층(air-gap) 간격의 최대값이 1-2mm감소하게 됨으로 공기층(air-gap)의 간격을 약 3.2mm 이내로 유지할 수 있었다. (사진 16. k-1, k-2, k-3, k-4)

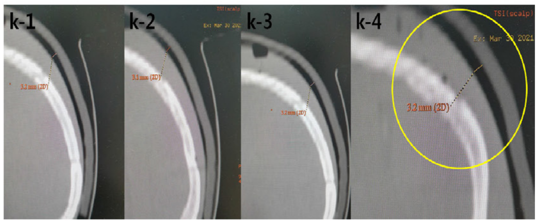


사진 16. 재구성된 영상의 D-FOV값을 조정하고 확대해 재구성한 3차원 영상에서 3회 반복 측정한 공기층(air-gap) 간격의 최대치(maximum-value)를 표시해 놓은 사진이다.

앞서 (사진 15. j-1, j-2, j-3, j-4) 3회 CT-simulation한 영상을 재구성한 Coronal/axial/sagittal/oblique 각각의 영상에서 두피와 헬멧 간에 발생한 공기층(air-gap) 간격의 최대값은 3.1cm/3.4cm/2.0cm/2.3cm으로 측정되었고, (사진 16.)과 같이 D-FOV를 조정하여 재구성한 영상을 확대함으로 보다 정확하게 측정해 본 결과, 3.0cm/3.2cm/1.8cm/2.1cm으로 최초 측정된 최대값보다 1-2mm 감소된 값으로 나타내었다.

Ⅳ. 결론 및 고찰

2015년을 시작으로 본원에 내원한 악성두피종양 환자 11명의 환자 중 두피 전체를 치료해야 하는

TSI(total scalp irradiation)환자 7명을 대상으로 헬멧(helmet)을 제작하는데 약 2-3시간이 소요되었고, 동일 환자의 헬멧(helmet)을 두 차례에 걸쳐 제작하기도 하였다. 그러나 현재 3~40분 정도의 시간이면 충분히 치료목적에 요구되는 필요한 헬멧(helmet)의 제작이 가능하며, 당일 내원한 환자를 필요하다면 당일 혹은 다음 날에 치료할 수 있는 시스템을 마련하였다. 헬멧(bolus-helmet)이 가진 공기층(air-gap) 발생으로 인한 빈 틈과 공간의 발생 또한 간단히 보수(메우기)를 통해 쉽게 개선할 수 있었으며, 앞서 3차원으로 재구성한 영상에서 3회 반복 측정된 최대값(maximum-value)을 통해 보더라도 최근에 이용되고 있는 3D프린터(3D-printer)기술을 이용해 제작한 헬멧(helmet)의 경우 "공기층(air-gap)에 발생 간격을 4mm이내로 유지 할 수 있었다."는 연구자료들이 보고 되고 있는데 본원이 제작한 보루스헬멧(bolus-helmet)은 3.2mm 이내를 유지함으로 그 유용성을 확인할 수 있었다.

최근 두피 전체를 치료하는 경우에 치료효과를 높이고자 다양한 조직등가물질(tissue equivalent material)을 이용해 두피 전체에 선량을 높일 수 있는 방안들이 연구되고 있는데, 두피 전체에 목적선량에 전달효율성을 높이면서 불필요하게 발생되는 공기층(air-gap)의 간격을 최소화하여 치료효과를 높이려는 연구가 대부분일 것이다. 3D프린터(3D-printer)를 이용한 헬멧의 제작기술이 대표적일 것이며, 여기에 여러 종류의 조직등가물질(tissue equivalent material)을 더하여 시너지효과(synergy-effect)를 창출함으로 두피와 헬멧 간 발생되는 공기층(air-gap)의 간격(distance)과 공간(space)을 최소화하여 치료효과를 향상시키기 위함일 것이다.

그러나, 여전히 이러한 기술을 사용함에 있어 보루스(bolus)가 물리적으로 가지는 부드러운 재질이나 성질을 그대로 사용하기에 어려움이 있고, 단단하게 제작된 헬멧(helmet)은 치료 시 느끼는 환자의 불편함을 개선하는데 어려움이 따르기 때문에 유사한 다른 성질과 성분에 등가물질(tissue equivalent material)을 사용하게 되는 것으로 보인다. 또한, 3D프린터 기술이나 다른 방법을 통한 헬멧(helmet)의 제작과정은 일반적으로 치료 시작 전까지 보통 3~5일 간에 비교적 긴 시간이 요구되며, 발생되는 열로 인해 발생되는 환자의 불편함도 여전히 해결되지 않는 과제로 남아 있다. 또한 새로운 기술과 장비가 이용되는 과정에서 발생된 비용은 환자의 시간적인 부담에 더해 경제적인 부담을 더 가중 시킬 수 있을 것으로도 판단된다.

새롭고 세련되고 첨단화된 기술들이 방사선 치료의 기술과 완치율을 높이고, 앞으로의 발전 가능성이 높을 것임은 분명한 사실이지만, 앞에서 기술한 바와 같이 그러한 첨단화된 기술들이 장점만을 가지고 있는 것은 아니기에 발생되는 문제점들을 해결해 나가는 일 또한 우리의 과제가 아닐 수 없다. 국내외를 비롯해 환자의 치료에 사용되는 헬멧제작(helmet-production)에 매우 창의적이고 다양한 방법들은 더 시도되고 연구가 지속되어 나갈 것이지만, 대부분에 연구자료에서 헬멧제작에 소요되는 시간적 경제적인 비용, 제작 편의성과 과정의 복잡성, 그리고 환자가 오롯이 부담해야 하는 시간적 경제적인 비용부담과 불편함에 요소를 개선하는 일에는 아직도 한계를 보인다.

본원에서 자체 제작한 보루스헬멧(bolus-helmet)은 이러한 한계를 개선하고자 하였으며, 공기층(air-gap)의 간격을 최소화하고, 보루스(bolus)가 가지고 있는 유연한 물리적 성질을 그대로 사용해 환자가 느끼는 불편함을 줄이고, 헬멧제작(helmet's production)에 요구되는 절차와 시간을 현저히 그리고 현격하게 줄임으로써 방사선 치료 시, 환자에게 가중되는 시간적, 경제적, 심리적으로 누적되는 부담의 감소효과가 있었다.

끝으로, 본 연구를 통해 제공되는 가이드라인(guide-line)을 통해 누구나 쉽게 보루스(bolus)를 이용해 많은 종사자들이 헬멧(helmet)을 제작해 보기를 바라며, 앞으로 더 개선되고 발전된 방법이나 노하우(knowhow), 그리고 연구자료들이 소개되고, 공유할 수 있게 되기를 그 무엇보다 바란다.

참고문헌

1. 김석림, 정도선, 김지연 : Clinical Analysis of Scalp Tumors (2004~2013) 경상대학교 의학전문대학원 피부과학교실 건강과학연구소

대한피부과 학회지 v52(8) pp.540-547, 2014.
2. Baltz, G. C., Chi, P. M., Wong, P., Wang, C., Craft, D. F., Kry, S. F., … Howell, R. M. (2019). Development and validation of a 3D-printed bolus cap for total scalp irradiation. *Journal of Applied Clinical Medical Physics, 20*(3), 89-96
3. Sharma, A. M., Kowalski, E., McGovern, N., Zhu, M., & Mishra, M. V. (2019). Proton Versus Intensity-Modulated Radiation Therapy: First Dosimetric Comparison for Total Scalp Irradiation. *International Journal of Particle Therapy, 6*(3), 19-26.
4. Oh, S. A., Lee, C. M., Lee, M. W., Lee, Y. S., Lee, G. H., Kim, S. H., … Yea, J. W. (2017). Fabrication of a Patient-Customized Helmet with a Three-Dimensional Printer for Radiation Therapy of Scalp. *Progress in Medical Physics, 28*(3), 100.
5. Orton, N., Jaradat, H., Welsh, J., & Tomé, W. (2005). Total scalp irradiation using helical tomotherapy. *Medical Dosimetry, 30*(3), 162-168.
6. Lozano, F., Perez, N., Iglesias, A., Xu, X., Amendola, M. A., Scott, M., … Amendola, B. E. (2017). Volumetric arc therapy for total scalp irradiation: case report for a. *Ecancermedicalscience, 11*.
7. Hata, M., Wada, H., Ogino, I., Omura, M., Koike, I., Tayama, Y., … Inoue, T. (2016). PO-0761: Radiation therapy for angiosarcoma of the scalp: total scalp irradiation with X-rays and electrons. *Radiotherapy and Oncology, 119*, S356-S357.
8. Cuccia, F., Figlia, V., Palmeri, A., Verderame, F., Lo Casto, A., Mannino, M., & Ferrera, G. (2016). Helical Tomotherapy® is a Safe and Feasible Technique for Total Scalp Irradiation. *Rare Tumors, 9*(1), 7-8
9. Castilho, M., Dias, M., Vorndran, E., Gbureck, U., Fernandes, P., Pires, I., … Rodrigues, J. (2014). Application of a 3D printed customized implant for canine cruciate ligament treatment by tibial tuberosity advancement. *Biofabrication, 6*(2), 025005.
10. Hardcastle, N., Soisson, E., Metcalfe, P., Rosenfeld, A. B., & Tomé, W. A. (2008). Dosimetric verification of helical tomotherapy for total scalp irradiation. *Medical Physics, 35*(11), 5061-5068.
11. Seo, M. H., Lee, S. M., Kim, G. E., Choi, J., Park, S. H., & Kim, Y. S. (2019). 균일한 두피 방사선 치료를 위한 bolus 적용 방법: Sutured bolus. *The Journal of Medicine and Life Science, 16*(1), 23-26.
12. 권경태 외 7인 Radiation Therapy Using M3 Wax Bolus in Patients with Malignant Scalp Tumors The journal of Korean Society for Radiation Therapy 대한방사선치료학회지 v31(1), 2019.
13. 송용민 외 5인 Total Scalp의 방사선 치료 시 Helmet Bolus 제작방법에 관한 연구 (Comparison of Three Different Helmet Bolus Device for Total Scalp Irradiation) 대한방사선치료학회지, pp. 31-37, 2012, 1598-8449

뇌혈관 조영술에서 3차원 영상융합기법의 유용성

이호희, 안수빈

가톨릭대학교 인천성모병원 인터벤션실

국문초록

서론

이 연구는 뇌혈관 조영술 진행시 computed tomography angio(CTA) 데이터를 이용한 3차원 영상융합기법의 유용성을 알아보고자 하였다.

대상 및 방법

2021년 3월 1일부터 3월 31일까지 뇌혈관 조영술을 진행한 13명의 환자를 대상으로 영상융합기법을 이용한 4명의 환자와 이용하지 않은 9명의 환자로 분류하였고, 총 시술시간, fluoroscopy time, dose area product(DAP), 사용한 조영제 양, 대동맥궁(aorta arch)에서의 로드맵 횟수를 기록하였다.

결과

3차원 영상융합기법을 사용한 뇌혈관 조영술에서 평균적으로 사용한 조영제 양은 126 ml, fluoroscopy time은 8분 31초, DAP는 38.2 Gycm^2, 시술시간은 16분이었다. 추가적으로 혈관을 찾기 위한 로드맵 사용은 없었다. 사용하지 않은 경우, 사용한 조영제 양은 131 ml, fluoroscopy time은 4분 56초, DAP는 38.5 Gycm^2, 시술시간은 11분이었다. 혈관을 찾기 위해 추가적인 로드맵을 진행한 경우는 9명중 3명이었고, 평균 선량은 1.27 Gycm^2, 사용한 조영제 양은 평균 7 ml였다.

결론

3차원 영상융합기법을 뇌혈관 조영술에 적용시킨다면 시술이 용이해지고, 합병증 발생을 줄여 안전하게 진행시킬 수 있다. 또한 방사선 피폭선량과 조영제 사용량을 줄일 수 있어 많은 유용성이 있을 것으로 사료된다.

중심단어: road-map, 영상융합, 뇌혈관 조영술

Ⅰ. 서론

과학 기술이 발전함에 따라 혈관 내 인터벤션에서 사용되는 기법 또한 빠르게 발전하고 있다. 현재 임상에서는 로드맵(road-mapping), CBCT(cone-beam computed tomography), 3D rotation angiography 등 다양한 기법 등이 사용되고 있다. 조영제가 주입되는 혈관 이외의 영상은 감산하여 혈관의 정보만을 제공하는 로드맵은 널리 사용되는 기법으로 높은 공간적, 시간적 해상도를 제공한다.[1][2] 또한, 혈관 내 카테터(Catheter)와 와이어(wire) 진입시 혈관 선택을 쉽게 할 수 있고, 혈관 연축(vasospasm), 박리(dissection), 플라그(plaques) 분리 등의 부작용 발생을 줄일 수 있다.[3]
하지만 한 번의 로드맵으로는 한 가지 각도만 가능하고 확대, 축소 및 테이블 이동이 불가능하다. 혈관이 구불구불하거나, 겹치는 구조물에서는 추가적으로 다른 각도의 로드맵이 필요하게 되고, 이는 피폭선량과 조영제 사용량의 증가로 시술자와 환자에게 부담으로 다가온다.[4]
3차원 영상융합기법은 시술 전 CTA(computed tomography angiography)를 통해 얻은 혈관의 구조를 fluoroscopy상에서 융합시키는 새로운 방법이다. 기존의 혈관조영술의 경우 보이지 않는 혈관 내로 카테터와 와이어를 진입시켜 위치를 확인했지만, 3차원 영상융합기법은 실시간으로 혈관의 위치와 모양을 보면서 카테터를 진입할 수 있다. 또한 C-arm에서 원하는 각도로 조절하여 3차원 로드맵을 볼 수 있고 추가적인 조영제 사용이 없어 기존의 로드맵 문제를 해결할 수 있다.
본 연구는 TFCA (transfemoral cerebral angiography)에서 3차원 영상융합기법을 적용시켜 진행한 사례를 바탕으로 이 기법의 유용성을 알아보고자 한다.

Ⅱ. 대상 및 방법

1. 연구 대상

2021년 3월 1일부터 3월 31일까지 TFCA를 진행한 13명의 환자를 대상으로 그룹1(4명)과 그룹2(9명)로 나누어 후향적으로 평가하였다.

- 그룹1: CTA를 진행한 환자를 대상으로 3차원 영상융합기법을 이용해 TFCA를 시행.

- 그룹2: 3차원 영상융합기법을 이용하지 않고 기존의 방식으로 TFCA를 시행.

2. 사용 장비

- 혈관조영장비(AlluraClarity; Philips Healthcare, Best, The Netherlands)
- Workstantion (PhilipsAlluraXtraVision 8.3)
- software (Vessel navigator; Philips Healthcare)

3. 실험 방법

1) 영상 융합 과정

- 시술에 필요한 혈관을 선택하기 위해 CTA data를 workstation으로 가져온다.
- Segmentation: 로드맵으로 만들 원하는 혈관을 선택한다(Fig. 1).
- Registration: 서로 다른 2개의 각도에서 fluoroscopy 영상을 획득한다(Fig. 2).

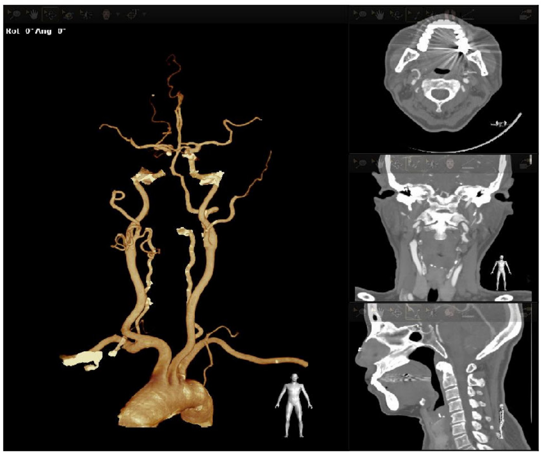


Fig. 1. 로드맵으로 만들 혈관 선택하기

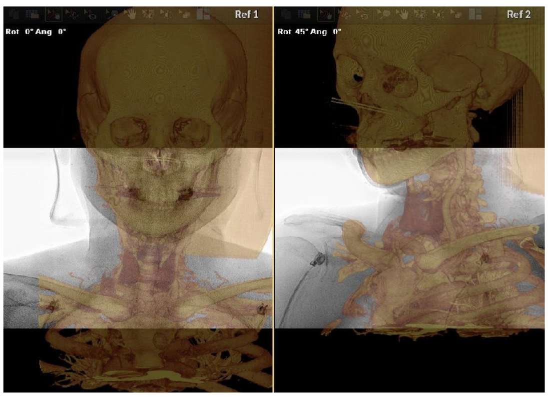


Fig. 2. 서로 다른 2개의 각도에서 fluoroscopy 영상을 획득

가져온 CT image와 현재 환자의 자세를 일치시켜, 실시간 3차원 로드맵에서의 정확도를 높인다. 3D 융합 기법을 이용하기 위해서 이미 검사한 CTA volume data를 3D workstation에 등록을 시키고, 대동맥궁(aorta arch)에서 분지되는 원하는 혈관을 선택해 3차원 재구성하였다. C-arm의 각도를 0도와 30도 이상을 주고 fluoroscopy로 확인을 하였다. 환자의 쇄골뼈(subclavian bone)를 기준으로 하여 영상융합 작업을 하여 실시간 fluoroscopy에서 3차원 로드맵을 사용할 수 있음을 확인하였다(Fig. 3).

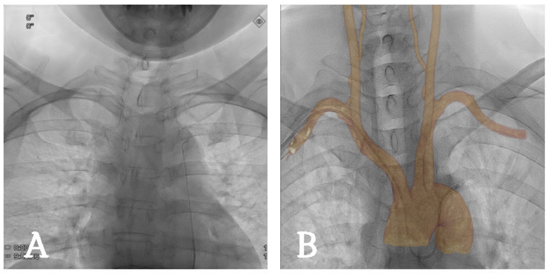


Fig. 3. A. 영상융합기법 시행 안한 경우. B. 실시간 3차원 로드맵 진행한 경우

2) 시술 과정

대퇴동맥(Femoral artery) 또는 요골동맥(radial artery) 천자 후 3차원 로드맵과 융합시킨 실시간 fluoroscopy 상을 보며 5Fr 카테터를 대동맥궁까지 진입하였다. 양쪽 온목동맥(Common Carotid Artery)과 양쪽 추골동맥(Vertebral Artery)의 입구로 안전하게 카테터를 진입하여 조영술을 진행하였다(Fig. 4).

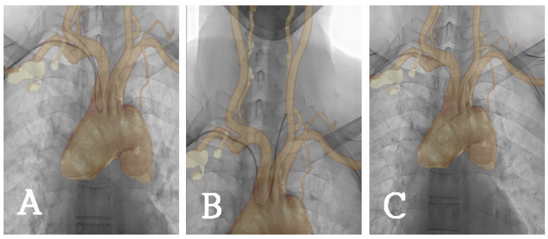


Fig. 4. 혈관 내로 카테터 진입 (A) Rt. CCA (B) Lt. CCA (C) Lt. subclavian artery

3) 시술 후 평가

조영제 사용량은 시술 후 남은 양을 확인해서 기록했고, 총 시술시간, fluoroscopy time, DAP(dose area product)는 장비 내 report에 기록되었다.

총 시술시간은 혈관 천자 시점부터 마지막 조영술을 진행한 시점으로 하였다. DAP는 흡수선량에 조사된 면적을 곱한 값으로 방사선 위험을 평가하는데 사용되었다.
대동맥궁에서 분지되는 혈관을 찾기 위해 추가적인 로드맵 사용 여부를 확인하였다.

Ⅲ. 결과

3차원 영상융합기법을 이용한 그룹 1의 경우 조영제 사용량, fluoroscopy time, total DAP, 시술시간의 평균은 각각 126 ml(120~129), 8분 31초(4분 38초~12분 24초), 38.2 Gycm^2(32.9 Gycm^2~47.2 Gycm^2), 16분(10분~22분)이었다(Table 1). 혈관 내 카테터 진입을 위해 추가적으로 로드맵을 진행한 경우는 없었다.
환자가 고개를 돌리거나 몸을 움직인 경우는 없었으며, fluoroscopy 상에서 처음 시작할 때 혈관 모양과 끝났을 때 모양이 같았다. 혈관 내로 와이어와 카테터가 진입하면서 혈관의 모양이 달라지기도 했는데 진입 경로와 대체로 일치하였다(Fig. 4). 호흡으로 인해 위, 아래 방향으로의 오차는 있었지만 큰 영향을 주지 않았고, 안전하게 검사를 진행할 수 있었다.
그룹 2의 경우 조영제 사용량, fluoroscopy time,

Table 1. 3차원 영상융합기법을 이용한 그룹1의 데이터

Pt	Sex, age	Contrast volume (mL)	Puncture site	Fluoroscopy time	Total DAP (Gycm^2)	Procedure time	Dignosis
1	F/58	129	Femoral	10:53	47.2	22 min	unruptured aneurysm
2	F/73	120	Femoral	12:24	38.1	22 min	unruptured aneurysm
3	M/77	129	Radial	6:11	32.9	13 min	unruptured aneurysm
4	M/51	126	Radial	4:38	34.7	10 min	unruptured aneurysm

Table 2. 3차원 영상융합기법을 이용하지 않은 그룹2의 데이터

Pt	Sex, age	Contrast volume (mL)	Puncture site	Fluoroscopy time	Total DAP (Gycm^2)	Procedure time	Dignosis
1	F/53	113	Femoral	6:30	59.6	8 min	ICA stenosis
2	M/55	117	Radial	3:13	28.8	16 min	unruptured aneurysm
3	M/49	131	Femoral	9:42	88.7	7 min	moyamoya
4	F/69	134	Radial	3:56	23.5	8 min	unruptured aneurysm
5	M/76	141	Radial	4:39	34.9	17 min	unruptured aneurysm
6	F/46	134	Radial	3:21	32	21 min	unruptured aneurysm
7	F/55	139	Radial	3:01	21.4	7 min	unruptured aneurysm
8	M/62	120	Radial	3:04	20.7	14 min	unruptured aneurysm
9	F/65	149	Radial	7:04	36.6	7 min	SAH, coil f/u

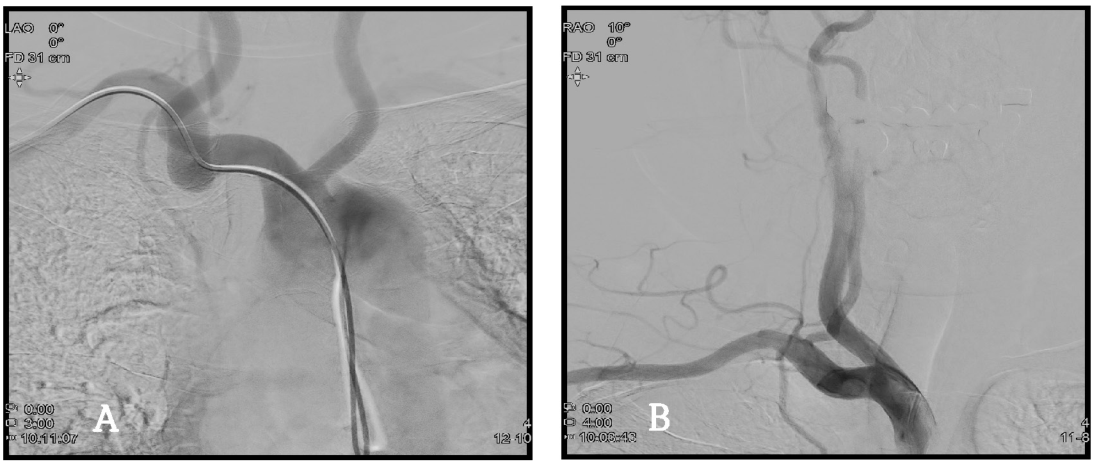


Fig. 5. 그룹2 에서 혈관을 찾기 위해 진행한 road-map. (A) aortic arch variation (B) Rt.CCA와 Rt.VA가 겹친 경우

total DAP, 시술시간의 평균은 각각 131ml(113∼149), 4분 56초(3분 01초∼9분 42초), 38.5 $Gycm^2$(20.7 $Gycm^2$∼59.6 $Gycm^2$), 11분(8분∼21분)이었다(Table 2). 혈관의 위치를 확인하기 위해 추가적으로 로드맵을 진행한 경우는 9명 중 3명이었으며, 평균 선량은 1.27 $Gycm^2$, 사용한 조영제는 평균 7 ml(5 ml∼10 ml)였다.

Ⅳ. 고찰

CTA를 진행한 환자에게 혈관조영장비 내에서 추가적으로 CBCT(Cone beam computed tomography)를 이용하여 진행하는 기존의 영상융합방식은 최근 endovascular aneurysm repair(EVAR), 간동맥화학색전술, adrenal vein sampling 등에서 적용한 사례들이 보고 되고 있다.[5~7] 시술 시간과 조영제 사용량을 줄이고, 혈관 내 최적의 각도를 보임으로써 시술의 용이성도 높다. 하지만 준비과정이 오래 걸리고 편의성이 떨어져 부담이 있었다.

TFCA와 같이 시술 시간이 길지 않고, 로드맵 사용 빈도가 높지 않을 경우, 높은 선량을 동반하는 CBCT를 이용한 융합 방식은 이득보다 해가 클 것이라 생각한다. 선량과 조영제 사용을 줄이면서 시술을 진행하는 것은 가장 중요한 점인데, 이번에 소개한 3차원 영상융합기법이 그에 해당한다고 할 수 있다.

우리가 진행한 4명의 환자에게서 움직임이 발생하지 않았지만, 시술 도중 큰 움직임이 발생한다면 3차원 로드맵과 실제 환자의 위치가 달라진다. 그럴 경우, 추가 보정을 하거나 시술준비 단계에서 진행한 fluoroscopy를 통해 2가지 각도를 다시 맞추어 진행해야 하기 때문에 시술시간이 늘어나는 문제가 발생한다. 또한 시술 전 검사한 CTA와 시술하는 날짜의 차이가 발생한다면 해부학적 변화가 발생하여 오차가 발생할 수 있을 것이다.[5]

대동맥궁에서 팔머리동맥(brachiocephalic trunk), 왼쪽 온목동맥, 왼쪽 쇄골동맥(subclavian artery)이 분지되는 것과 달리 변이(variation)가 있는 경우는 15%로 영상융합기법을 이용한다면 시술시간의 감소는 물론, 반복적인 조영제 사용과 카테터의 움직임으로 인한 합병증 발생도 감소할 수 있을 것이다.[8][9]

영상융합기법을 사용하지 않았을 때 혈관을 찾기 위해 추가적으로 진행한 로드맵은 평균 0.33회, 사용한 조영제는 7 ml였다. 영상융합기법을 이용했을 때는 C-arm의 각도를 돌려 최적의 길을 찾을 수 있었다. 그로 인해 추가적인 로드맵은 진행하지 않았고 평균적으로 조영제는 2.33 ml, 선량은 0.42 $Gycm^2$를 줄일 수 있을 것으로 생각된다.

제한점으로는 대동맥궁에서 분지되는 혈관의 데이터를 얻기 위해 시술전 반드시 대동맥궁이 포함된 CTA가 필요하다는 점이다. 또한, 3차원 영상융합기법이 적용될 수 있는 software가 필요하다는 한계가 있다.

Ⅴ. 결론

혈관 내 인터벤션에서 시술을 용이하게 하는 3차원 영상융합기법은 피폭선량을 낮추고, 조영제 사용을 줄일 수 있는 혁신적인 방법이다. 이 새로운 기법을 이용해 뇌혈관 조영술을 진행한다면 좀 더 안전하고 정확한 시술을 진행할 수 있을 것이라 사료된다.

참고문헌

1. 조성훈, 성낙순, 서장연, 조원홍, 조남수. (2013). DSA 및 Roadmap의 피폭선량 차이와 Roadmap 사용에 대한 고찰. 대한인터벤션영상기술학회지, 16(1), 277-283.
2. 혈관조영 및 인터벤션 영상기술학, 대한인터벤션영상기술학회편, JMK, 25-26
3. C.-J. Lin,R. Blanc,F. Clarençon,M. Piotin, L. Spelle,J. Guillermic,J. Moret. (2010). Overlying Fluoroscopy and Preacquired CT Angiography for Road-Mapping in Cerebral Angiography. American Journal of Neuroradiology. 31(3). 494-495.
4. C. Sandoval-Garcia,K. Royalty,B. Aagaard-Kienitz,S. Schafer,P. Yang,C. Strother. (2015). A Comparison of 4D DSA with 2D and 3D DSA in the Analysis of Normal Vascular Structures in a Canine Model. American Journal of Neuroradiology. 36(10). 1959-1963.

5. Anna Maria Ierardi, Ejona Duka, Alessandro Radaelli,Nicola Rivolta,Gabriele Piffaretti, Gianpaolo Carrafiello. (2016). Fusion of CT Angiography or MR Angiography with Unenhanced CBCT and Fluoroscopy Guidance in Endovascular Treatments of Aorto-Iliac Steno-Occlusion: Technical Note on a Preliminary Experience. CardioVascular and Interventional Radiology. 39(1). 111-116.
6. Satoru Morita, Hiroshi Yamazaki, Kenji Endo, Shingo Suzaki, Akira Mitsuhashi, Takafumi Shiohara, Midori Yatabe, Atsuhiro Ichihara, Shuji Sakai. (2018). Image Fusion Guidance with Pre-procedural CT with Real-Time Fluoroscopy for Adrenal Venous Sampling. CardioVascular and Interventional Radiology. 41(8). 1214-1222.
7. Irene Bargellini, Francesca Turini, Elena Bozzi, Dario Lauretti, Antonio Cicorelli, Alessandro Lunardi, Roberto Cioni, Carlo Bartolozzi. (2013). Image Fusion of Preprocedural CTA with Real-time Fluoroscopy to Guide Proper Hepatic Artery Catheterization During Transarterial Chemoembolization of Hepatocellular Carcinoma: A Feasibility Study. Cardio Vascular and Interventional Radiology. 36(2). 526-530.
8. Konstantinos I. Natsis, Ioannis A. Tsitouridis, Matthaios V. Didagelos, Andis A. Fillipidis, Konstantinos G. Vlasis, Prokopios D. Tsikaras. (2009). Anatomical variations in the branches of the human aortic arch in 633 angiographies: clinical significance and literature review. Surgical and Radiologic Anatomy. 31(5). 319-323.
9. ÖZLEN KARABULUT, KENAN İLTIMUR, M. CUDI TUNCER(2010). Coexisting of aortic arch variation of the left common carotid artery arising from brachiocephalic trunk and absence of the main branches of right subclavian artery: a review of the literature. Romanian Journal of Morphology and Embryology., 51(3):569-572
10. (2013). Image Guidance for Endovascular Repair of Complex Aortic Aneurysms: Comparison of Two-dimensional and Three-dimensional Angiography and Image Fusion. Journal of Vascular and Interventional Radiology. 24(11). 1698-1706.

Brain T1 및 T2 강조 영상에서 노이즈 제거를 위한 Wiener filter의 kernel size 최적화

박민지, 이영진*
가천대학교 방사선학과

국문초록

자기공명영상장치 (magnetic resonance imaging, 이하 MRI)에서 발생하는 노이즈는 의료영상화질에 영향을 주어 진단의 정확성을 떨어트린다. 따라서 본 연구에서는 brain T1 및 T2 강조 영상에서의 효과적인 노이즈 제거를 위한 최적의 kernel size에 관한 연구를 진행하였다. BrainWeb simulation program을 통해 획득한 brain T1 및 T2 강조 영상에 Gaussian noise를 부가하고 5가지의 kernel size로 설정한 Wiener filter를 적용하였다. 결과를 분석하기 위해서 정량적 평가인자인 coefficient of variation (COV), signal-to-noise ratio (SNR) 그리고 normalized noise power spectrum (NNPS)을 측정하였다. 그 결과, kernel size가 커질수록 COV는 감소하고 SNR은 증가하는 경향을 보였으며, NNPS 또한 가장 큰 kernel size에서 그 값이 개선됨을 확인했다. 결론적으로, 노이즈 제거 효과 및 화질 개선 정도는 kernel size가 커질수록 증가하지만, 이에 따른 검사시간 및 blurring effect 증가가 예상되므로 적절한 조절이 필요하다.

중심단어: MRI, brain T1 및 T2 강조 영상, Wiener filter, 노이즈 제거, kernel size

Ⅰ. 서론

자기공명영상장치 (magnetic resonance imaging, 이하 MRI)는 보어 내의 피사체에 Tesla 단위의 강한 자기장을 인가하여 수소원자핵의 공명 및 이완에 따라 발생하는 신호를 받아들고 인체의 x, y, z축 방향의 단면을 영상화하는 의료용 진단장치이다 [1]. MRI는 다른 진단용 장치들에 비해 피폭이 적고 공간분해능 및 조직대조도가 우수하다는 장점을 가지고 있어 의료진단분야에서 널리 사용되고 있다 [2-4].

하지만 MRI에서도 노이즈는 필수적으로 발생한다. 의료영상에서 대부분의 노이즈는 의료영상의 질을 감소시켜 진단에 필요한 중요 정보들을 삭제시키거나 왜곡시켜 영상 화질에 부정적인 영향을 준다 [5-6]. 외부 자기장의 영향으로 인해 발생하는 노이즈, 불균질한 내부 자기장의 영향에 의한 노이즈, 환자의 움직임에 의한 노이즈 등 원인은 여러 가지이며 이는 artifact의 원인이 되기도 한다 [7-8]. 이러한 불필요한 노이즈의 제거는 진단의 정확도 및 성공률을 높이는 데에 큰 영향을 끼친다. MR 영상 획득 시, 다양한 매개변수들의 조율을 통해 노이즈의 발생을 감소시킬 수 있다 [9].

노이즈의 제거를 위한 방법은 크게 두 가지로 분류할 수 있다. 첫 번째, 노이즈 발생 자체를 억제하거나 두 번째, 발생한 노이즈를 후처리를 통해 감소시키는 방법이다. 노이즈 발생량을 줄이는 방법으로는 하드웨어의 개선 및 개발이 큰 부분을 차지하는데, 이는 시간과 비용이 많이 요구되기 때문에 연구에 있어서 많은 제한점이 있다 [10].

이와 같은 문제점을 해결하기 위해 노이즈 제거 필터 및 알고리즘을 통한 소프트웨어적 관점에서의 연구들이 활발하게 진행되었다 [11-12]. 그 중, 선형 필터의 한 종류인 Wiener filter는 적용되는 영역의 신호강도에 대한 분산 값을 분석함으로써 그 가중치를 변화시키는 적응형 필터로써 시간분해능, 노이즈 제거 효율 및 경계 부근의 신호 보존에 높은 효율을 보이는 알고리즘으로 알려져 있다 [13]. 하지만, 잘못 설정된 매개변수는 영상에 내포된 정보를 왜곡시킴으로써 진단 결과를 부정확하게 만드는 요인 중 하나로 작용하기 때문에 적절한 조절이 필요하다[14].

따라서 본 연구에서는 BrainWeb simulation program을 이용하여 얻은 brain T1 및 T2 weighted image에 가우시안 노이즈를 부가한 후 5단계의 kernel size를 설정한 Wiener filter를 적용하여 노이즈를 제거하고 정량적 평가를 통한 kernel size 최적화에 관한 연구를 진행하고자 한다.

Ⅱ. 대상 및 방법

1. BrainWeb을 이용한 brain T1 및 T2 강조 영상 획득

본 연구에서 사용한 brain T1 및 T2 강조 영상은 BrainWeb simulation program을 통해 획득되었다(Fig. 1). McConnell Brain Imaging Center에서 개발한 MRI 시뮬레이터를 사용하여 구축된 brain 데이터베이스를 이용하는 BrainWeb simulation program은 다양한 매개변수를 조절하여 brain의 시뮬레이션 이미지를 얻을 수 있게 만들어진 프로그램이다 [15-18]. 다른 매개변수는 변경 없이 modality만 T1과 T2로 설정하여 노이즈 0%의 영상을 획득했다. 최종적으로 얻어진 181장의 3D volume data 중 가쪽 뇌실이 가장 뚜렷하게 관찰되는 94번 째 슬라이스를 이용하였다.

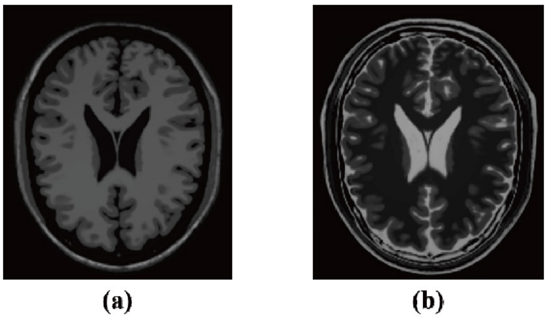


Fig. 1. Acquired (a) brain T1 and (b) T2 weighted image using BrainWeb simulation program.

2. Gaussian noise 부가 후 kernel size를 별 Wiener filter 적용

MR 영상에서의 노이즈 제거 효과를 관찰하기 위하여 MATLAB의 내장함수를 이용해 default 값인 평균 0, 분산 0.01의 Gaussian noise를 부가하였다 (Fig. 2). 그 후, 5가지 크기의 kernel size (3 × 3, 5 × 5, 7 × 7, 9 × 9 그리고 11 × 11)로 변경해가며 Wiener filter를 적용하였다 (Fig. 3, 4). Wiener filter의 수식은 다음과 같다.

$$F_{weiner} = \mu + \frac{\sigma^2 + \nu^2}{\sigma^2}(f(p,q) - \mu) \qquad (식\text{-}1)$$

여기서, μ는 Wiener filter의 mask 내 픽셀 값들의 평균이고 σ는 표준편차를, ν는 노이즈의 표준편차를 의미한다.

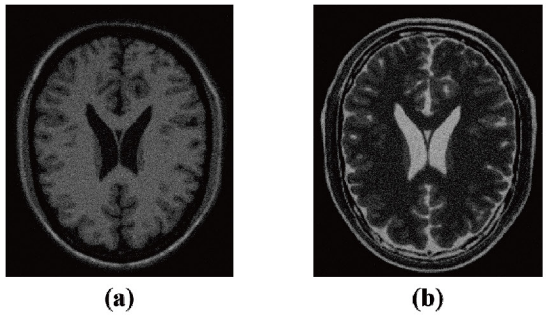


Fig. 2. Gaussian noise-added (a) brain T1 and (b) T2 weighted images.

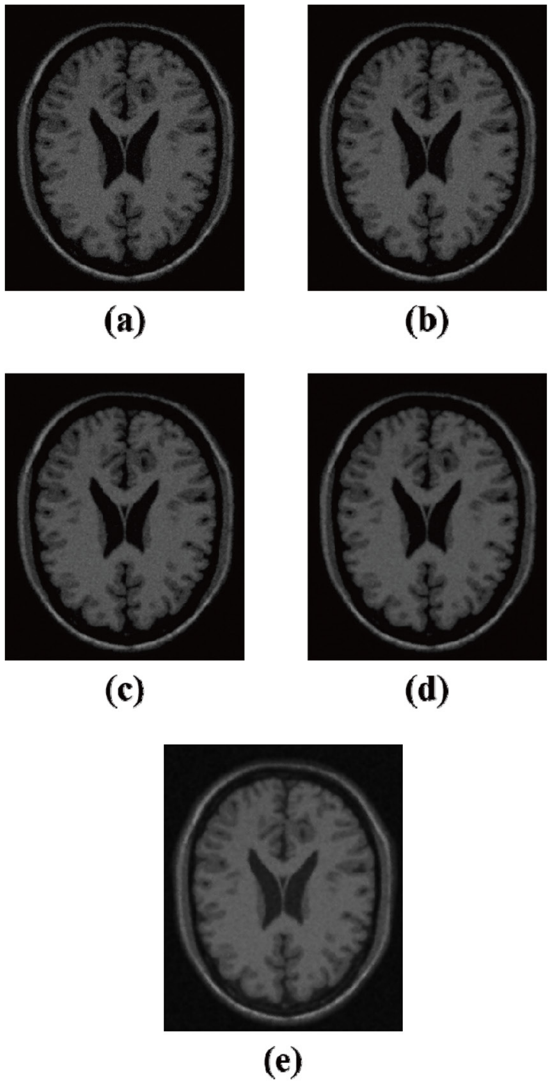


Fig. 3. Wiener filter with (a) kernel size of 3 × 3, (b) 5 × 5, (c) 7 × 7, (d) 9 × 9, and (e) 11 × 11 were applied brain T1 weighted image, respectively.

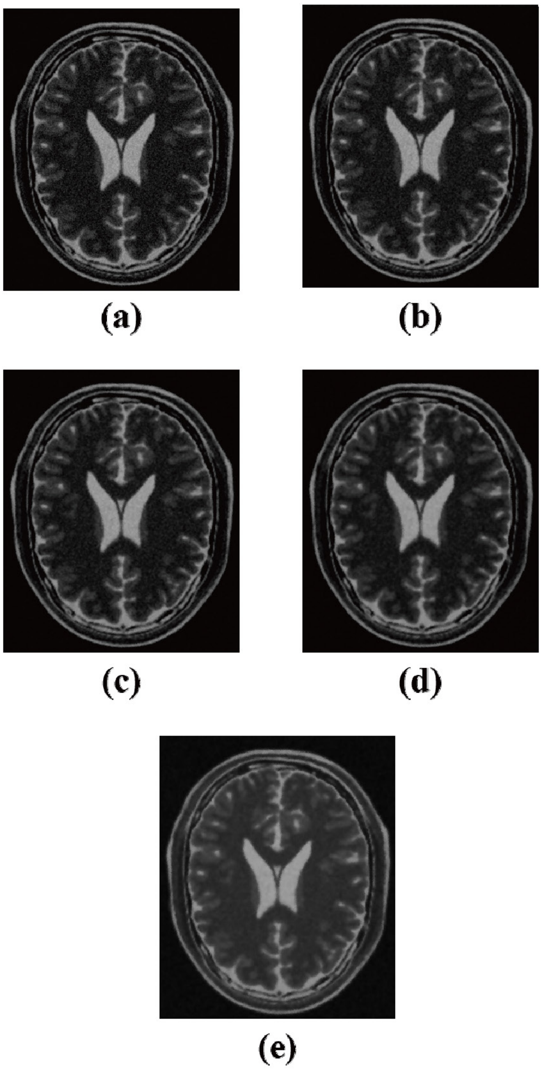


Fig. 4. Wiener filter with (a) kernel size of 3 × 3, (b) 5 × 5, (c) 7 × 7, (d) 9 × 9, and (e) 11 × 11 were applied brain T2 weighted image, respectively.

3. 노이즈 제거율 및 화질 개선 정도를 판단하기 위한 정량적 평가인자

Kernel size 변화에 따른 노이즈 제거 효과 및 화질 개선 정도는 신호 대 잡음비 (signal to noise ratio, 이하 SNR), 변동계수 (coefficient of variation, 이하 COV) 그리고 정규화 잡음 전력 스펙트럼 (normalized noise power spectrum, 이하 NNPS)을 이용하여 평가하였다. 정량적 평가를 위한 관심 영역 (region of interest, 이하 ROI)의 크기 및 위치는 각 영상마다 동일하게 하여 MATLAB program을 통해 설정하였다 (Fig. 5).

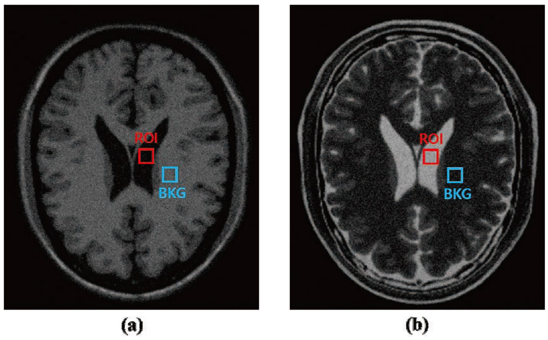


Fig. 5. (a) Brain T1 weighted image and (b) brain T2 weighted image with ROIs.

COV는 신호의 표준편차를 평균으로 나눈 값으로 이 계수가 작을수록 상대적 일탈도가 작음을, SNR은 신호의 크기를 노이즈의 세기로 나눈 값으로 수치가 클수록 노이즈가 적음을 나타낸다. NNPS는 Fourier transform을 통해 노이즈를 공간주파수 상에서 분석한 것을 의미하며, 획득한 영상의 전체 범위에서의 노이즈 특성을 평가하기 위해 사용된다. 각 정량적 평가인자의 수식은 다음과 같다.

$$COV = \frac{\sigma}{\mu} \qquad (식-2)$$

$$SNR = \frac{P_{signal}}{P_{noise}} \qquad (식-3)$$

여기서, σ는 ROI 내의 신호의 표준편차, μ는 ROI 내의 신호의 평균값, P_{signal}은 신호의 세기, 그리고 P_{noise}는 노이즈의 세기를 의미한다.

$$NPS = \frac{< FT(I(x,y))^2 >}{N_x \times N_y} \times P_x \times P_y \qquad (식-4)$$

$$NNPS = \frac{NPS}{S_{mean}^2} \qquad (식-5)$$

여기서, $I(x,y)$는 추출된 노이즈 영상, N_x와 N_y는 각각 영상의 x축과 y축의 픽셀 수, P_x와 P_y는 각각 x축과 y축에서의 픽셀의 크기 그리고 S는 평균 신호 크기를 의미한다.

Ⅲ. 결과 및 고찰

본 연구에서는 BrainWeb simulation program으로 얻은 brain T1 및 T2 강조 영상에 Gaussian noise를 부가하고 다른 매개변수들을 고정한 상태에서 kernel size만 변화시킨 Wiener filter를 적용하여 노이즈 제거 효과 및 화질 개선에 대한 결과를 분석하고자 하였다.

Brain T1 강조 영상에 적용한 후 정량적으로 평가한 결과, kernel size가 3 × 3에서 11 × 11로 증가함에 따라, COV는 각각 0.3604, 0.2458, 0.1925, 0.1544 그리고 0.1259로 감소하고 SNR은 7.3144, 9.7923, 12.0944, 14.0273 그리고 16.3240으로 증가하는 경향을 보였다. 공간주파수 영역 2.5 ~ 4.0 lp/mm의 범위에서의 각 kernel size 별 NNPS의 평균은 9.17E-04, 2.27E-04, 1.66E-04, 1.03E-04 그리고 8.98E-05로 나타났다 (Fig. 6, Fig. 8(a)). Brain T2 강조 영상에 적용한 결과, COV는 각각 0.0799, 0.0487, 0.0322, 0.0205 그리고 0.0155로 감소하고 SNR은 3.9552, 6.9797, 10.5613, 16.6830 그리고 22.4627로 증가하는 경향을 보였다. 공간주파수 영역 2.5 ~ 4.0 lp/mm의 범위에서의 각 kernel size 별 NNPS의 평균은 5.69E-04, 2.71E-04, 1.01E-04, 9.29E-05 그리고 6.68E-05로 나타났다 (Fig. 7, Fig. 8(b)). 결과적으로, brain T1 및 T2 강조 영상 모두 COV, SNR,

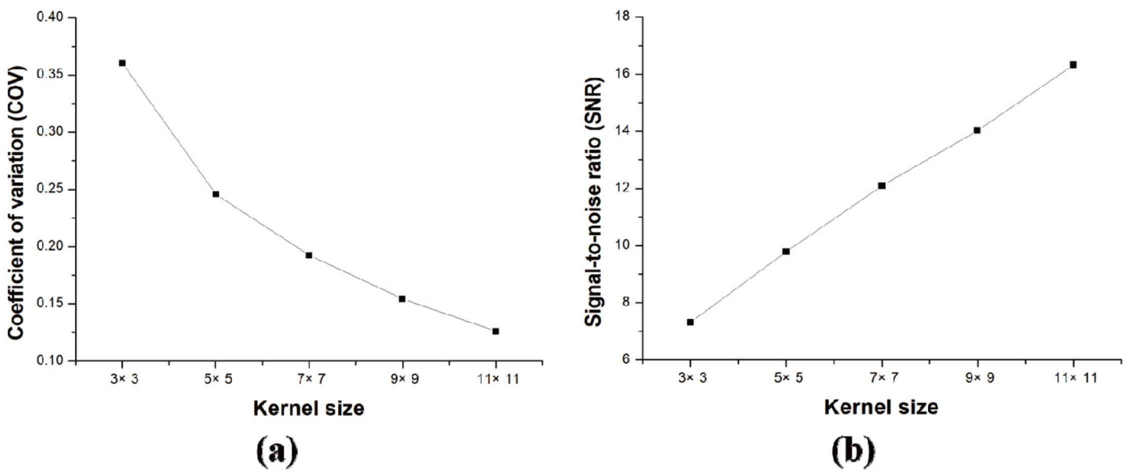


Fig. 6. The results of (a) coefficient of variation (COV) and (b) signal-to-noise ratio (SNR) in Wiener filter-applied brain T1 weighted image.

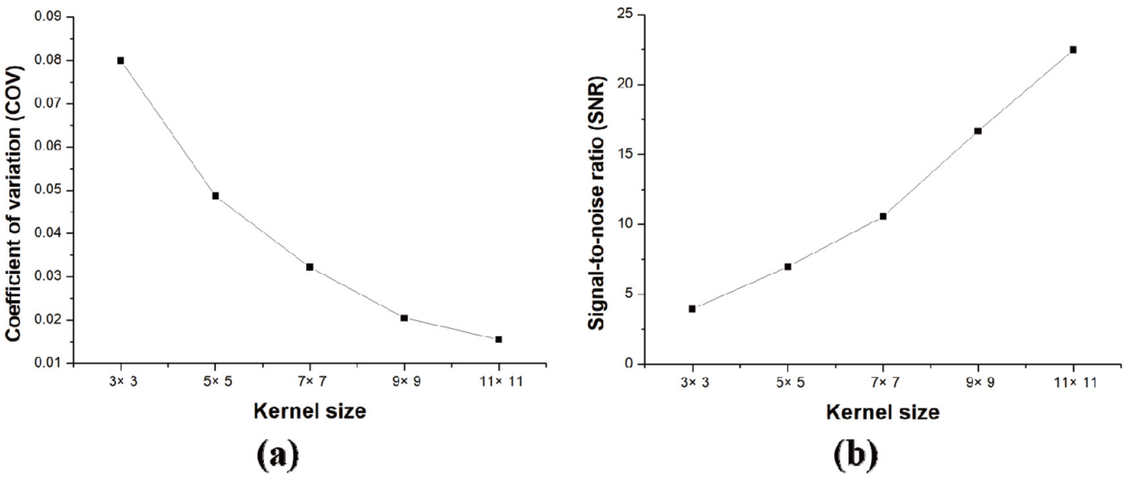


Fig. 7. Results of (a) coefficient of variation (COV) and (b) signal-to-noise ratio (SNR) in Wiener filter-applied brain T2 weighted image.

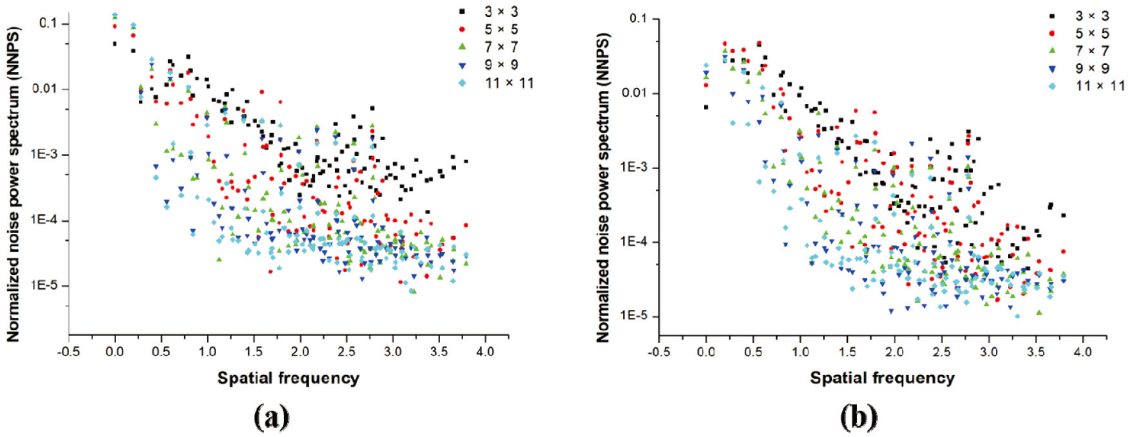


Fig. 8. The results of the normalized noise power spectrum in (a) brain T1 weighted image and (b) brain T2 weighted image.

그리고 NNPS 값이 11 × 11의 kernel에서 가장 개선되었음을 확인하였다.
시뮬레이션 연구의 장점은 사용자의 목적에 부합하도록 각 매개변수들을 자유롭게 조정할 수 있고, MRI 촬영 없이 연구가 가능하다는 점이다. 하지만 이렇게 얻어진 데이터 및 영상은 실제 임상에서의 환경과 매우 다르기 때문에 그대로 적용하기에는 더 많은 연구가 필요하다고 사료된다. 임의로 설정한 Wiener filter의 kernel size 변화에 따른 COV 및 CNR의 결과는 kernel size가 클수록 수치가 개선됨을 관찰할 수 있다. 하지만 kernel size의 증가에 따른 영상처리속도 또한 증가하기 때문에 이를 임상에 적용한다면 검사시간이 매우 길어질 수 있다는 단점이 존재한다. 또한, kernel size가 커질수록 경계가 불분명해지기 때문에 구조물들 사이의 대조도 차가 적은 복부 영상에서는 이러한 영상처리 기법을 사용하면 복부 내 장기들의 가장자리에 대한 신호의 소실이 심하게 나타날 것으로 예상되므로 타 부위에의 적용은 고려해야 할 사안이라고 판단된다.

Ⅳ. 결론

본 연구에서는 BrainWeb simulation program을 통해 획득한 brain T1 및 T2 강조 영상에 Gaussian noise와 5가지 kernel size로 변경한 Wiener filter를 적용했을 때의 노이즈 제거 효과와 화질 개선 정도를 정량적 평가인자인 COV, SNR 그리고 NNPS를 통해 확인하였다. 결론적으로, Wiener filter의 kernel size가 커질수록 MRI 영상에서의 노이즈 제거에 효과적임을 증명했으나, 경계 또한 불분명해지기 때문에 적절한 크기의 kernel size 조절이 필요함을 확인했다.

참고문헌

1. Inui H, Sugamoto K, Miyamoto T, et al. Evaluation of three-dimensional glenoid structure using MRI. Journal of Anatomy 2002;199(3):323-328
2. Sharpe Jr RE, Levin DC, Parker L, et al. The Recent Reversal of the Growth Trend in MRI: A Harbinger of the Future?. Journal of the American College of Radiology 2013;10(8):599-602
3. Scheinfeld MH, Moon JY, Fagan MJ, et al. MRI usage in a pediatric emergency department: an analysis of usage and usage trends over 5 years. Pediatr Radiol 2017;47:327-332
4. Muckley MJ, Ades-Aron B, Papaioannou A, et al. Training a neural network for Gibbs and noise removal in diffusion MRI. Magnetic Resonance in Medicine 2020;(85)1:413-428
5. Parrish TB, Gitelman DR, LaBar KS, et al. Impact of signal-to-noise on functional

MRI. Magnetic Resonance in Medicine 2000;44(6):925–932
6. Reynaud O, Jorge J, Gruetter R, et al. Influence of physiological noise on accelerated 2D and 3D resting state functional MRI data at 7 T. Magnetic Resonance in Medicine 2017;78(3):888–896
7. Zaitsev M, Maclaren J, Herbst M. Motion artifacts in MRI: A complex problem with many partial solutions. Journal of Magnetic Resonance Imaging 2015;(42)4:887–901
8. Basser PJ, Pajevic S. Statistical artifacts in diffusion tensor MRI (DT-MRI) caused by background noise. Magnetic Resonance in Medicine 2000;44(1):41–50
9. Joseph J, Periyasamy R. Nonlinear sharpening of MR images using a locally adaptive sharpness gain and a noise reduction parameter. Pattern Analysis and Applications 2019;22:273–283
10. O'Reilly T, Webb A. Deconstructing and reconstructing MRI hardware. Journal of Magnetic Resonance 2019;306:134–138
11. Chen G, Wu Y, Shen D, et al. Noise reduction in diffusion MRI using non-local self-similar information in joint x–q space. Medical Image Analysis 2019;53:79–94
12. Liu J, Yang Y, Wernick MN, et al. Deep learning with noise-to-noise training for denoising in SPECT myocardial perfusion imaging. Medical Physics 2021;48(1):156–168
13. Benesty J, Chen J, Huang Y. Study of the widely linear Wiener filter for noise reduction. IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing 2010;205–208
14. Baselice F, Ferraioli G, Ambrosanio M, et al. Enhanced Wiener filter for ultrasound image restoration. Computer Methods and Programs in Biomedicine 2018;(153):71–81
15. Cocosco CA, Kollokian V, Kwan RKS, et al. Brainweb: Online interface to a 3D MRI simulated brain database. NeuroImage 1997;5(4)
16. RKS Kwan, AC Evans, GB Pike. MRI simulation–based evaluation of image–processing and classification methods. IEEE Transactions on Medical Imaging 1999;18(11):1085–1097
17. RKS Kwan, AC Evans, GB Pike. An extensible MRI simulator for post–processing evaluation. In: Höhne KH, Kikinis R. Visualization in Biomedical Computing. Lecture Notes in Computer Science. 1996;1131:135–140
18. Collins DL, Zijdenbos AP, Kollokian V, et al. Design and Construction of a Realistic Digital Brain Phantom. IEEE Transactions on Medical Imaging 1998;17(3):463–468

Traumatic 환자 검사 시 Modify 촬영 선량에 관한 연구

주명식[1,*], 김상우[2], 김유성[3], 김상인[4]
인천한림병원 영상의학과, 순천향대학교 부천병원 영상의학과

국문초록

진단 영상의학 분야에서 일반 X-ray 촬영은 다른 진단 검사 방법보다 검사 시 발생하는 피폭 선량이 상대적으로 적지만, 진단의 기본적인 검사 방법으로 피폭 방사선량을 무시할 수 없다.
외상 환자의 경우, 골절의 다양한 양상과 척수손상 여부의 진단이 중요하며 전, 후방향, 측면상 검사를 기본으로 사방향 검사를 추가 진행한다. 하지만 다발성 골절 등 외상 환자들의 사방향 검사를 진행하기 위해서는 검사자가 외상환자의 도수적(manipulative)검사 자세를 유지하기 위해 방사선에 노출되는 경우가 빈번하다. 이에 modify 변형 촬영법을 통한 이차적 손상 방지와 검사자의 피폭 선량을 줄이고자 하였다.
부위별 방사선량은 C-spine 표준검사법에서 평균 2.59dGYcm^2 표준편차는 0.01였고, modify 변형 검사법에서 2.52dGYcm^2 표준편차는 0.01이었다. Rib은 표준검사법에서 평균 10.33dGYcm^2 표준편차는 0.03, modify 변형 검사법에서는 7.65dGYcm^2 표준편차는 0.01로 나타났으며, L-spine은 표준검사법에서 평균 28.91dGYcm^2 표준편차는 0.01, modify 변형 검사법에서 10.62dGycm^2 표준편차는 0.01로 나타났다. 각 선량값은 통계 분석 프로그램 Rex를 사용하여 분석하였고, 정규성 평가는 n=10으로 Shapiro-Wilk Test로 검정하였으며. $p > 0.05$ 이므로, 데이터의 정규성은 만족된다.
인체 모형 팬텀을 이용하여 경추 사방향의 표준검사 방법과 modify 변형 검사 방법은 표준 검사 대조 영상과 중심 X-선을 팬텀의 수직 입사 방향으로부터 오른쪽 수평 축 방향으로 5° 간격으로 30°부터 50°까지 5단계의 입사각도 변화를 적용한 실험 영상을 획득하였다. 영상의 정량적 비교 평가를 위해 대조 영상과 실험 영상의 관심 영역별 SNR과 CNR을 계산하였다. 또한 대조 영상의 추간공 면적을 측정하여 비교하였다.
실험 결과, 표준 검사 방법을 적용한 대조 영상과 비교하였을 때 SNR과 CNR, 추간공 확대 축소율이 40°의 X-선 입사 각도를 적용한 실험 영상 측정값에서 가장 근사한 값을 나타내었다.
방사선량은 modify 변형 검사 시 선량이 감소하였고, L-spine modify 변형 촬영에서 가장 많은 감소 효과를 나타내었다.
이에 경추 사방향 검사 시 환자의 검사 자세 유지가 어려울 경우 modify 변형 촬영법을 적용한다면 검사자의 피폭 선량뿐 아니라 환자의 이차 손상을 방지하기 위한 유용한 검사법이라 생각된다.

중심단어: x-ray, Oblique projection, Tube Angle, Spine, Rib, Modify

Ⅰ. 서론

의료 방사선을 이용한 진단과 치료에 있어 일반 X선을 검사는 기본 수단의 하나로 중요한 역할을 담당하고 있다. 질병 관리청의 2021년 발행된 '의료 방사선 이용에 따른 국민 방사선량 평가' 보고서에 따르면, 2016년-2019년 의료기관 등에서 행해지는 진단, 중재 시술 등의 방사선 건수는 2019년에 2016년 대비 약 20% 증가하였고, 연간 피폭 선량은 2019년에 2016년 대비 약 25% 증가하였다. 전체 검사 건 중에 일반 X-ray 촬영은 2019년 기준 2억 6,800만 건(국민 1인당 5.2건)으로 71.6%의 가장 높은 비중을 차지할 정도로 가장 일반적인 검사 방법이다. 또한 전체 의료검사 종류별 유효 선량은 전산화 단층 촬영이 가장 높으며, 일반 X-ray 촬영의 유효 선량은 두 번째로 높은 비중을 차지하였다[1].
진단 영상의학 분야에서 일반 X-ray 촬영은 다른 진단 검사 방법보다 검사 시 발생하는 피폭 선량이 상대적으로 적지만, 진단의 기본적인 검사 방법으로 선행된 연구 결과와 같이 피폭 방사선량을 무시할 수 없다[2]. 교통사고, 추락사고 등 다양한 외상에 의해 발생한 분쇄 골절, 탈구, 척수 손상(cord injury) 등의 외상 환자의 경우, 골절의 다양한 양상과 척수손상 여부의 진단이 중요하다. 신속한 검사와 진단을 위해 가장 먼저 진행되는 검사 방법이 일반 X-ray 검사 방법이다. 일반

X-ray 촬영은 전, 후방향(anteriorposterior projection), 측면상 (lateral projection) 검사를 기본으로 시행하며, 외상 등에 의한 다발성 골절 환자의 골절 부위 확인이나 추가적인 검사로 좌, 우 사방향(oblique projection)검사를 시행하고 있고 중요한 임상적 정보를 제공한다[3]. 하지만 다발성 골절 등 외상 환자들은 극심한 통증으로 인해 좌,우 사방향 검사 시 요구되는 촬영 자세를 본인 스스로 유지하기 힘든 상황이고 무리한 촬영 자세로 인해 외상에 의한 골절, 탈구, 척수 손상 등 이차적인 손상이 가해질 수 있다. 또한 검사자는 환자에게 양질의 의료 영상 정보를 제공하기 위하여 방사선 방어 기구를 착용하고 외상 환자의 도수적(manipulative)검사 자세를 유지하기 위해 방사선에 함께 노출되는 경우가 빈번하다. 선행된 연구에서 외상 환자의 이차적 손상 방지하고자 사방향 검사 시 환자의 자세(oblique position)변경 대신, X선 Tube의 angle 변경을 통한 Modify 변형 촬영법을 사용하여 환자의 이차적 손상을 예방하고자 하였다[4,5,6].

이에 본 연구에서는 Modify 변형 촬영법을 경추(C-spine) 사방향 촬영에 적용 가능 여부와 함께 늑골(Rib), 요추(L-spine) 사방향 촬영에서 표준 촬영법과 Modify 변형 촬영법에서 이차적 손상 방지와 더불어 검사자가 도수적 검사 자세를 유지하지 않음으로써 줄어드는 피폭 선량 감소에 대해 논하고자 한다.

II. 연구 방법 및 대상

1. 사용 장비 및 Phantom

본 연구에 사용된 장비는 디지털 X선 장비(INNOVIS ION-SH, DK medical)를 사용하였고, 각 부위별 촬영조건은 다음과 같다(Table 1). 사방향 촬영의 노출 선량을 평가하기 위해 인체

Table 1. Factors used in Phantom study

Body parts	Kvp	mA	msec	FOV	SID
C-spine	65	500mA	0.02	10 × 12	110
Rib	75		0.02	17 × 17	
L-spine	80		0.063	10 × 15	

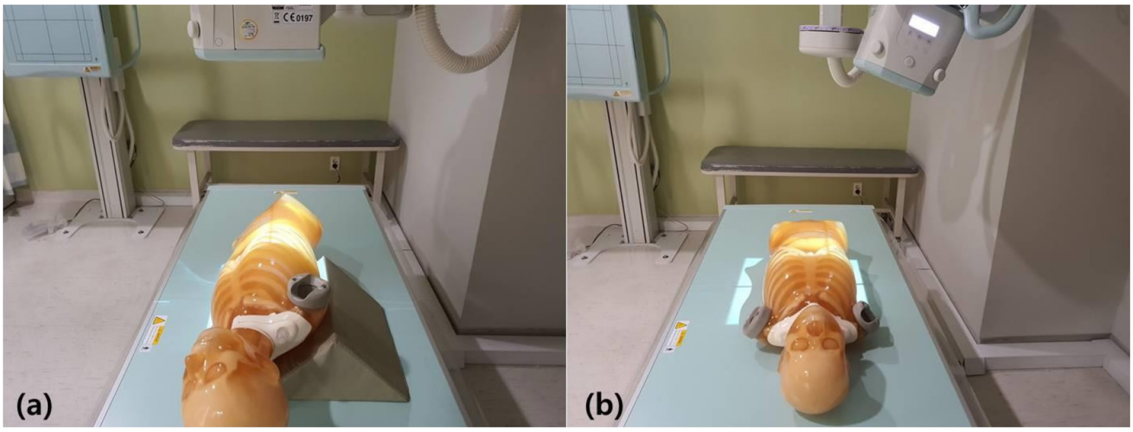


Fig. 1. Whole Body Phantom. (a) Standard method. (b) modify method.

$$\text{Dose(mGy)} = C(kV) \times mAs \times l/(\text{focul point} - \text{distance of patient skin surface})^2$$

C(kV) : correction factor by tube voltage
mAs : tube current time product

Fig. 2. Calculating for formula.

모형 Whole Body Phantom(PBU-60, Kyoto Kagaku, Japan)을 사용하였으며, Phantom의 촬영 자세는 Trauma 환자를 가정하여 앙와위(spine position)자세로 진행하였고, C-spine 촬영의 경우 비교 평가를 위해 선 자세(standing postion)로 표준 촬영과 modify 변형 촬영의 선량을 비교 평가하였다(Fig. 1).

노출선량은 X선 장비에 표시되는 측정값으로 환자 피부 표면의 X선 선량을 계산하여 표시하며, 선량 계산식은 다음과 같습니다(Fig. 2).

또한 모든 통계학적 분석은 software Rex를 사용하였으며, Shapiro-Wilk Test를 통해 정규성을 평가하였다.

2. C -spine modify 변형 촬영 phantom 영상 평가

본 연구는 경추 사방향의 표준 검사 방법의 대조 영상(Reference image)은 인체 모형 Phantom을 선자세 상태에서 체간 전체를 LPO 55°를 유지한 상태로 하고, 엑스선 튜브를 머리 쪽을 향해 15° 입사하여 영상을 획득하였다 (Fig. 3).

실험 영상(Experimental image)은 2차 손상의 위험이 있는 Trauma 환자로 가정하고 팬텀을 앙와위(supine) 상태로 유지한 후, tube의 축을 90° 회전시켜 Phantom을 oblique 시키는 대신 tube angle을 detector에 사방향으로 30~50°까지 5° 씩 상승시키며 영상을 획득하였고, 모든 영상의 검사 조건은 Table 1과 동일하게 적용하였다(Fig. 4).

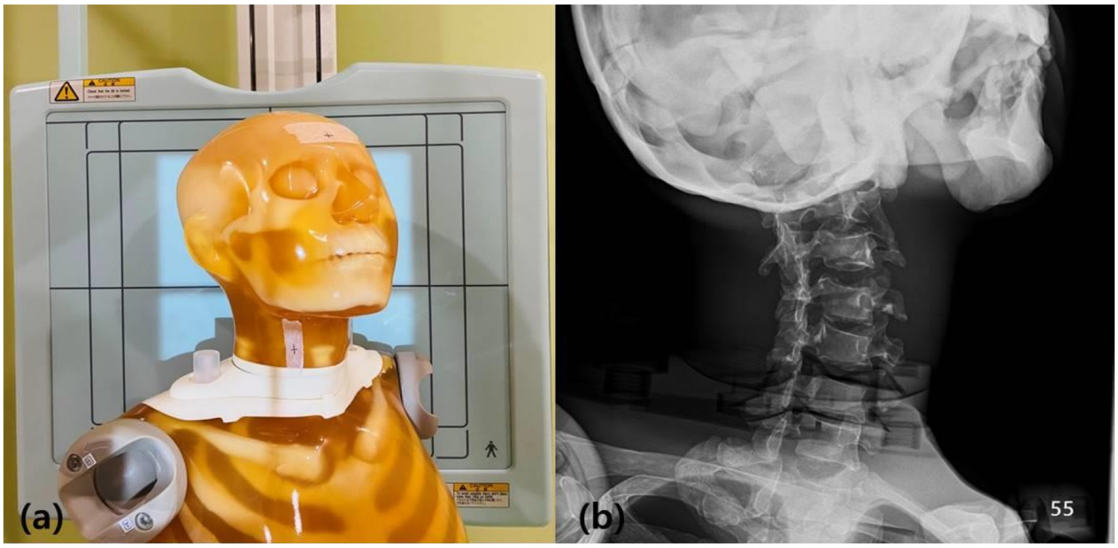


Fig. 3. Acquisition Reference image(b) using a standard methods(a).

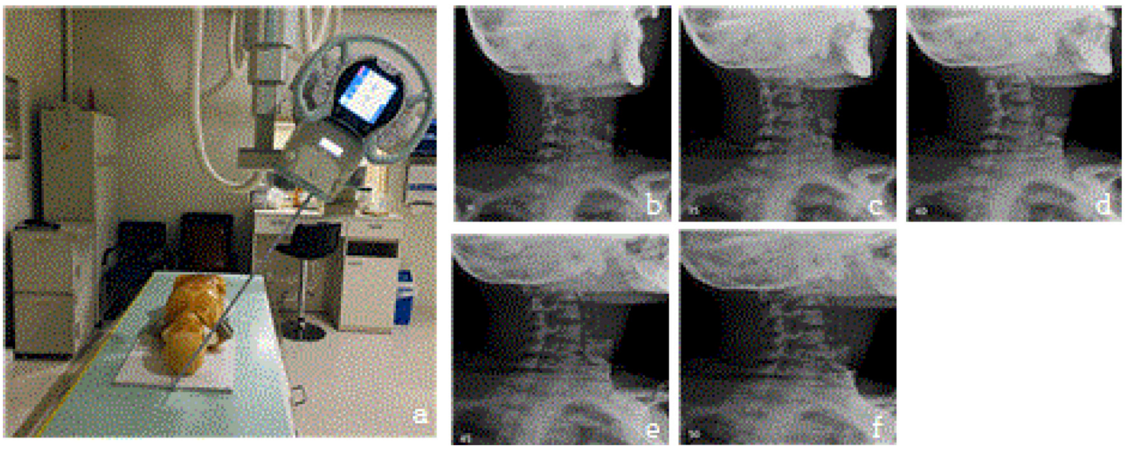


Fig. 4. Acquisition of experimental images by each angles (b), (c), (d), (e), (f), using a modified methods(a).

1) SNR, CNR을 이용한 영상의 정량적 평가

정량적 화질 평가를 위하여 획득한 영상으로부터 C3 pedicle, C4-C5 interve rtebral foramen, C7 vertebral body 위치에 관심 영역(Region Of Interest, ROI)을 설정하고, 피사체의 음영이 없는 부위에 배경(Background, BG) 신호값을 측정할 수 있는 영역을 설정하였다(Fig. 5).

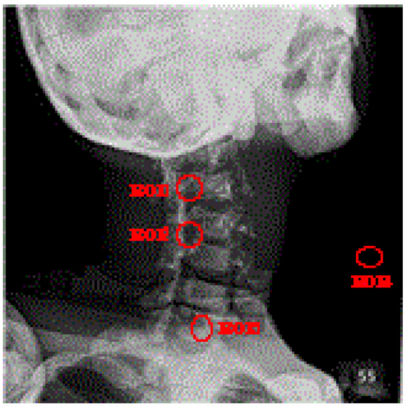


Fig. 5. Measurement of image signals from 4 region of interest for a quantitative evaluati on using by SNR and CNR.

해당 영역들로부터 영상 신호의 평균값(Mean)과 표준 편차(Standard Deviation, SD)를 측정하고, 이를 이용하여 신호 대 잡음비(Signal to Noise Ratio, SNR), 대조도 대 잡음비(Contrast to Noise Ratio, CNR)를 계산하여 정량적 비교의 평가 지표로 선정하였다. 영상 신호의 측정은 DEJA-View program(DEJA-View, DEIT, KOR)을 이용하였으며, 동일 관찰자가 3회 반복 측정하여 그 평균값을 사용하였다. 측정된 영상 신호값으로부터 SNR, CNR을 계산하기 위해 다음 식을 사용하였다(Fig. 6).

$$\mathrm{SNR} = \frac{ROI_{mean}}{ROI_{sd}} \qquad \mathrm{CNR} = \frac{ROI_{mean} - BG_{mean}}{\sqrt{\frac{1}{2}(ROI^{2sd} + BG^{2sd})}}$$

ROI $_{mean}$ = ROI 영상 신호의 평균값 ROI $_{SD}$ = ROI 영상 신호의 표준 편차
BG $_{mean}$ = BG 영상 신호의 평균값 BG $_{SD}$ = BG 영상 신호의 표준 편차

Fig. 6. Calculating for formula SNR,CNR

2) 척추사이구멍(intervertebral foramen) 면적 측정을 통한 영상의 정량적 평가

중심 X-선의 입사 각도 변화에 따른 척추사이구멍의 크기를 정량적으로 평가하기 위해 각도에 따른 C2-C7까지의 척추사이구멍의 면적을 측정하였다. 각 측정값 마다 3번씩 측정하여 평균값을 사용하였다(Fig. 7).

Fig. 7. Measurement of the intervertebral foramen C2-C7

Ⅲ. 결과

1. 방사선량 분석(Radiation dose analysis)

방사선량의 비교 평가를 위해서 C-spine, Rib, L-spine 사방향 검사법을 표준 검사 선량(Reference dose)과 Modify 변형 검사 선량(Experimental dose)의 선량 변화를 평가하였다.

1) C-spine 선량 비교, 분석 결과

C-spine 선량은 표준검사법에서 평균 2.59dGYcm^2 표준편차는 0.01, Modify 변형 검사법에서 2.52 dGYcm^2 표준편차는 0.01로 나타났다(Table. 2). 각 선량값은 통계분석 프로그램 Rex를 사용하여 분석하였고, 정규성 평가는 n=10으로 Shapiro-Wilk Test로 검정하였다. p 〉 0.05 이므로, 데이터의 정규성은 만족된다(Fig. 8).

Table 2. Evaluation of C-spine radiation dose by site

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Average value
Reference dose	2.58	2.59	2.6	2.58	2.59	2.58	2.59	2.59	2.57	2.59	2.59
Experimental dose	2.51	2.51	2.52	2.51	2.52	2.52	2.51	2.53	2.51	2.52	2.52

Reference dose

Variable		Statistic	P-value
Reference dose	Shapiro-Wilk test	0.890	0.1716
	Kolmogorov-Smirnov test	0.282	0.4026

Experimental dose

Variable		Statistic	P-value
Experimental dose	Shapiro-Wilk test	0.886	0.1520
	Kolmogorov-Smirnov test	0.240	0.6119

Fig. 8. C-spine Nomality test.

Table 3. Evaluation of RIb radiation dose by site

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Average value
Reference dose	10.3	10.32	10.35	10.31	10.35	10.35	10.36	10.3	10.29	10.34	10.33
Experimental dose	7.65	7.64	7.63	7.65	7.66	7.65	7.66	7.64	7.65	7.65	7.65

Reference dose

Variable		Statistic	P-value
Rib	Shapiro-Wilk test	0.888	0.1595
	Kolmogorov-Smirnov test	0.213	0.7532

Experimental dose

Variable		Statistic	P-value
Rib	Shapiro-Wilk test	0.885	0.1488
	Kolmogorov-Smirnov test	0.286	0.3860

Fig. 9. Rib Nomality test

2) Rib 선량 비교, 분석 결과

Rib의 선량은 표준검사법에서 평균 10.33dGYcm^2 표준편차는 0.03, modify 변형 검사법에서는 7.65dGYcm^2 표준편차는 0.01로 나타났다(Table. 3). 각 선량값은 통계분석 프로그램 Rex를 사용하여 분석하였다. p 〉 0.05 이므로, 데이터의 정규성은 만족된다(Fig. 9).

3) L-spine 선량 비교, 분석 결과

L-spine에서 선량은 표준검사법에서 평균 28.91 dGYcm^2 표준편차는 0.01, modify 변형 검사법에서 10.62dGycm^2 표준편차는 0.01로 나타났다 (Table. 4).

각 선량값은 통계분석 프로그램 Rex를 사용하여 분석하였다. p 〉 0.05 이므로, 데이터의 정규성은

Table 4. Evaluation of L-spine radiation dose by site

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Averae value
Reference dose	28.93	28.93	28.9	28.93	28.9	28.91	28.93	28.92	28.91	28.93	28.91
Experimental dose	10.63	10.63	10.62	10.63	10.61	10.63	10.62	10.63	10.62	10.61	10.62

Reference dose

Variable		Statistic	P-value
L-spine	Shapiro-Wilk test	0.887	0.1583
	Kolmogorov-Smirnov test	0.192	0.8549

Experimental dose

Variable		Statistic	P-value
L-spine	Shapiro-Wilk test	0.895	0.1910
	Kolmogorov-Smirnov test	0.181	0.8997

Fig. 10. L-spine Nomality test

Table 5. SNR values in the region of interest in a reference image and experimental images by x-ray incidence angle.

SNR \ ROI		C3 pedicle	C4-C5 intervertebral foramen	C7 vertebral body
Reference image		26.60 ± 3.36	37.40 ± 4.16	30.20 ± 13.18
X-ray Incidence Angle of Experimental Images	30	17.40 ± 3.85	14.60 ± 14.81	41.60 ± 15.36
	35	12.80 ± 2.17	41.40 ± 3.29	27.80 ± 9.36
	40	25.40 ± 3.65	36.80 ± 3.11	35.80 ± 11.37
	45	9.80 ± 2.28	30.60 ± 9.56	38.40 ± 8.91
	50	10.00 ± 2.25	40.00 ± 3.94	47.40 ± 18.39

만족된다(Fig. 10).

2. SNR과 CNR을 이용한 영상의 정량적 평가 결과

1) SNR의 측정값

대조 영상과 실험 영상의 관심 영역별 SNR 값은 다음과 같다(Table. 5). 세 부분의 관심 영역에서 대조 영상의 SNR 값은 C3 pedicle 26.60±3.36, C4-C5 intervertebral foramen 37.40±4.16, C7 vertebral body 30.20±13.18 대조 영상을 기준으로한 실험 영상의 입사 각도별 SNR 값을 비교한 결과, figure. 11과 같이 C3 pedicle 40°에서 25.40±3.65, C4-C5 intervertebral foramen 40°에서 36.80±3.11, C7 vertebral body는 35°에서 27.80±9.36로 대조 영상과 가장 유사한 SNR 값을 나타내었다. 독립표본 T검정 결과, p>0.05로 유의한 차이가 없었다.

2) CNR의 측정값

대조 영상과 실험 영상의 관심 영역별 CNR 값은 다음과 같다 (Table 6). 세 부분의 관심 영역에서 대조 영상의 CNR 값은 C3 pedicle 31.00±3.87, C4-C5 intervertebral foramen 36.60±3.97, C7 vertebral body 33.80±13.55 대조 영상을 기준으로 한 실험 영상의 입사 각도별 CNR 값

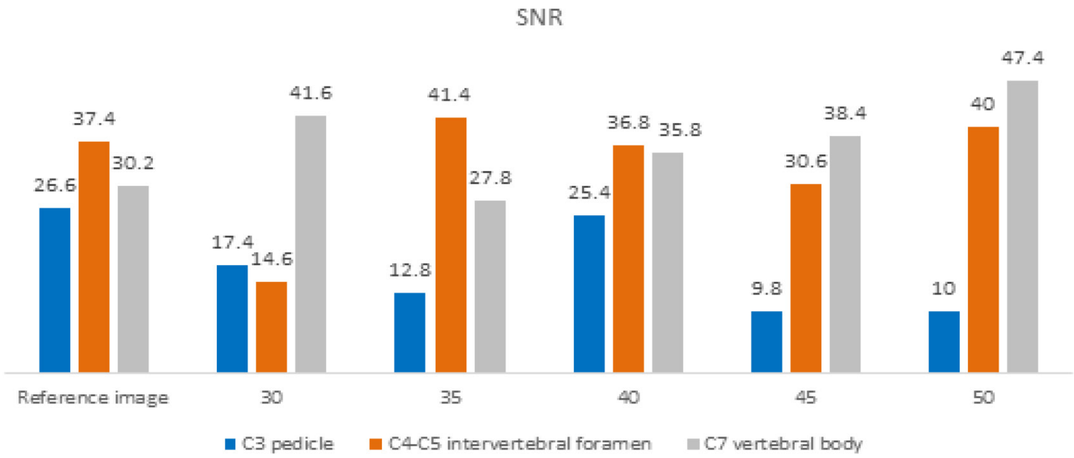


Fig. 11. Graph of SNR values in the region of interest in a reference image and experimental images by x-ray incidence angle.

Table 6. SNR values in the region of interest in a reference image and experimental images by x-ray incidence angle.

ROI / CNR		C3 pedicle	C4-C5 intervertebral foramen	C7 vertebral body
Reference image		31.00 ± 3.87	36.60 ± 3.97	33.80 ± 13.55
X-ray Incidence Angle of Experimental Images	30	19.00 ± 4.00	13.60 ± 13.72	50.00 ± 19.40
	35	14.20 ± 2.49	40.60 ± 3.71	32.20 ± 11.03
	40	28.00 ± 3.24	37.00 ± 2.00	42.40 ± 13.37
	45	11.60 ± 3.05	30.80 ± 9.91	46.60 ± 10.81
	50	11.60 ± 3.05	39.80 ± 4.21	57.40 ± 22.20

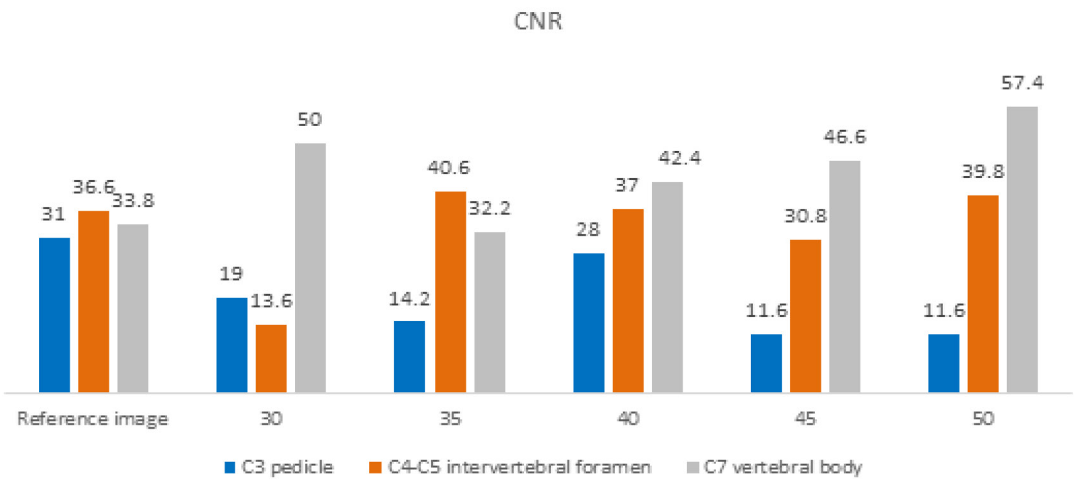


Fig. 12. Graph of CNR values in the region of interest in a reference image and experimental images by x-ray incidence angle.

을 비교한 결과, Figure 12와 같이 C3 pedicle 40˚에서 28.00±3.24, C4-C5 intervertebral foramen 40˚에서 37.00±2.00, C7 vertebral body는 35˚에서 32.20±11.03로 대조 영상과 가장 유사한 CNR 값을 나타내었다. 독립표본 T검정 결과, p>0.05로 유의한 차이가 없었다.

Table 7. Measurement of the intervertebral foramen in a Reference image and Experiment al images.

Measurement \ intervertebral foramen		C2-C3	C3-C4	C4-C5	C5-C6	C6-C7	C7-T1
Reference image		0.81 ± 0.17	0.81 ± 0.04	0.84 ± 0.04	0.83 ± 0.07	0.61 ± 0.03	0.98 ± 0.01
X-ray Incidence Angle of Experimental Images	30	0.77 ± 0.01	0.66 ± 0.00	0.76 ± 0.01	0.82 ± 0.05	0.41 ± 0.03	0.67 ± 0.02
	35	0.99 ± 0.00	0.75 ± 0.00	0.76 ± 0.01	0.81 ± 0.01	0.48 ± 0.01	0.80 ± 0.06
	40	0.97 ± 0.01	0.81 ± 0.01	0.85 ± 0.01	1.06 ± 0.01	0.62 ± 0.01	1.08 ± 0.01
	45	1.00 ± 0.01	0.96 ± 0.00	1.03 ± 0.01	1.56 ± 0.02	0.64 ± 0.01	1.27 ± 0.02
	50	1.09 ± 0.00	0.91 ± 0.01	1.12 ± 0.01	1.52 ± 0.02	0.71 ± 0.01	1.52 ± 0.01

3) 척추사이구멍 면적 측정을 통한 영상의 정량적 평가 결과

대조 영상과 실험 영상에서 척추사이구멍 면적은 table 7과 같다. 대조 영상의 척추사이구멍 면적은 C2-C3번 척추사이구멍부터 C7-T1번까지 각 0.81±0.17, 0.81±0.04, 0.84±0.04, 0.83±0.07, 0.61±0.03, 0.98±0.01로 측정되었다. 실험 영상의 면적은 입사 각도 30°에서 C2-C3 0.77±0.01, C5-C6 0.82±0.05로 대조 영상과 가장 근접하게 나타내었고, 40°에서는 C3-C4 0.81±0.01, C4-C5 0.81±0.01, C6-C7 0.62±0.01, C7-T1 1.08±0.01로 대조 영상과 확대, 축소가 없는 가장 근접한 면적으로 나타내었다 (Table 7).

Ⅳ. 고찰

외상에 의한 분쇄 골절(comminuted fracture) 등은 뼈가 분쇄되어 조각나 골절로 2개 이상의 골절선이 만나 골절편이 3개이상인 경우인데 골주변의 조직 손상과 부종이 나타난다. 구부러진 뼈가 혈관을 상하게 하여 조직 내 출혈을 일으키고 개방성 분쇄 골절의 경우 출혈량이 많아지기 때문에 출혈성 쇼크를 일으켜 생명이 위험해질 수 있고, 영구적 장애를 유발할 수 있다[7,8]. 경추,요추 사방향 검사의 검사 자세는 분쇄 골절, 척추 손상을 가진 환자 또는 그 손상이 의심되는 환자가 하기엔 다소 무리가 있다. 또한, 검사과정에서 손상 부위의 척추에 무리를 주게 되어 오히려 상태를 더 악화 시킬 가능성 또한 존재한다.

본 연구에서는 경추 사방향 촬영에 대해 표준 사방향 영상 효과를 얻기 위한 다양한 X-선 입사 각도를 적용하고자 하였다. 다만 인체 모형 팬텀만을 이용하였기 때문에 다양한 임상 양상을 반영한 영상 평가를 하기에 제한점이 있었다. 디지털 영상화 방법을 이용한 영상의 화질 평가에서 잡음(noise)에 대한 평가는 질 높은 영상과 정확한 진단을 위한 필수적 요소이다. 이러한 modify 변형 사방향 검사법을 적용하고자 많은 선행 연구들이 진행되었다[10,11,12]. 이에 본 연구에서는 modify 변형 사방향 검사법을 경추 사방향 검사에 적용하고자 하였고, 경추 사방향 검사에 대한 영상의 정량적 평가 결과, X-선관의 입사 각도가 40° 정도일 때 경추 표준 사방향 검사 방법을 적용한 영상과 가장 유사한 영상의 결과를 보였다. 연구에서 제시한 X-선관의 입사 각도를 변형한 경추 사방향 검사는 환자가 검사 자세 유지에 대한 협조가 어렵거나 의식이 불분명한 상태 또는 외상 환자의 경우에 2차적 손상을 예방할 수 있는 검사로서 제한적으로 적용할 수 있는 유용한 방법이라 생각된다.

진단용 방사선 발생 장치의 사용함에 방사선 관계 종사자들은 법의 테두리 안에서 개인 피폭 선량과 적절한 피폭 선량 관리가 이루어져야 한다. 이에 검사자가 보다 합리적이고 방사선 피폭을 저감하기 위해 노력하여야 하고, 환자의 이차적 손상 방지와 함께 검사자의 피폭 선량 관리, 나아가 환자의 피폭선량 저감에 목표를 두고 양질의 의료영상 정보를 제공함으로써 방사선 보건 분야 증진에 기여하여야 한다.

우리는 방사선 이용에 있어 방사선 피폭을 합리적으로 달성 가능한 선에서 최소한으로 감소시켜야 한다는 ALARA (As Low As Reasonably

Achievable) 지향하여 방사선 피폭 선량을 경감시키기 위해 검사 업무에서 적용하고자 제안한다.

V. 결론

본 연구는 X-선 tube angle을 이용해 환자의 자세 변화 및 움직임을 최소화하여 사방향 자세가 어려운 환자나 응급 환자 또는 이차적 손상을 야기할 수 있는 골절 환자, 척추 손상 환자의 사방향 영상을 획득하는 데 그 목적이 있다. 본 연구에서는 최적의 사방향 영상 효과를 얻기 위해서 다양한 X-선 입사 각도를 적용하였다. 연구 결과를 통해 modify 변형 사방향 검사 방법과 표준 사방향 영상의 정량적 화질 평가 결과, SNR과 CNR은 40° 의 X-선 입사 각도에서 표준 사방향 영상과 가장 유사한 결과를 보였다. 사방향 검사에서 척추 사이 구멍의 면적 비율의 확대, 축소가 40°의 X-선 입사 각도를 적용한 표준 사방향 영상에서 가장 근접하게 결과를 얻었다. 또한 선량 평가 비교 시 부위별 선량이 감소하였고, 특히 요추 사방향 modify 변형 검사 시 선량 감소가 가장 크게 나타났다.

사방향 검사 시 표준 사방향 검사가 불가능한 환자에게 modify 변형 사방향 검사를 시행한다면, 사방향 촬영을 위한 자세 변경 시 발생될 수 있는 이차적 손상 방지와 함께 검사자가 도수적 검사 자세를 유지하지 않음으로써 검사자의 피폭 선량도 줄일 수 있을 것이다.

이에 본 저자는 환자의 이차적 손상 방지와 검사자의 피폭 선량 감소를 위해 modify 변형 사방향 검사를 제안하고자 한다.

참고문헌

1. 김광표, Assessment of Radiation Exposure of Korean Population by Medical Radiation. 질병관리청, 11-1790387-000030-01. 2021.
2. D. B. Turetsky., F. S. Vines., D. A. Clayman., H. M. Northup., Technique and use of supine oblique views in acute cervical spine trauma. Ann Emerg Med. v.22, no.4, pp.685-689. 1993.
3. Haas B. M., Hahn L. D., Oliva I., What is the added sensitivity of non-lateral cervical spine radiographs in the evaluation of acute cervical spine trauma?. J Emergency Radiology, v.26, no.2, pp.133-138. 2019
4. Ki-Tae Um, Min-Su Lee, Sung-Jin Kang, The Study of Effectiveness in a Modified Rib Oblique Projection View Using a Chest Phantom. J. Korean Soc. Radiol, v.12, no.4, pp.525 – 531, 2018.
5. Dong-chan S, Ji-sang Jung, Sung-sik Kim, Nam-lee Park, Sun-kyu Park, Chi-bok Ahn, Jae-sik Lim, Lumbar spine oblique using tube angle method of usefulness evaluation. Journal of KSRIT. v.14, no.1, pp.117 – 122, 2017
6. Byung Ju Ahn, The Study Intervertebral Foramen Image for the Cervical spine of Posterior Anterio Oblique for the Angle. "J. Korean Soc. Radiol, v.9, no.4, pp.197 – 203, 2015.
7. Antonio P., Daniela B., Anna R., Federica R., Martina C., Maria P. B., Vito R. P., Marina C., Fabio P., Andrea G., Luigia R., Roberto G., Traumatic fractures in adults: missed diagnosis on plain radiographs in the Emergency Department. Acta Biomed. v.89 no.1, pp.111-123, 2018.
8. Stephen A. K., Randall D. M., Nicholas D., Pilon Fracture: Preventing Complications. J Am Acad Orthop Surg. v.26 no.18, pp.640-651, 2018.
9. N.K. Jung, J.S. Kim, Y.K. Park, et al. Development of high accuracy x-ray grid & digital radio graphic detector integration technology. Final Report of Nuclear Resarch and Devlopment, Minstry of Science and Technolgy. 2006.
10. J.M. Goo, J.G. Im, H.J. Lee, et al. Detection of simulated chest lesions by using soft-copy reading: comparison of an amorphous silicon flat-panel-detector

system and a storage-phosphor system. Radiolgy. v. 224, no.1, pp.242-6, 2002.
11. J.S. Lee, S.J. Ko, S.S. Kang, et al. Quantitative Evaluation of Image Quality using Automatic Exposure Control & Sensitivity in the Digital Chest Image. The Korea Contents Asociaton. v.13(no.8), pp.275-283, 2013.
12. B.J. Ahn, The Study Intervertebral Foramen Image for the Cervical spine of Posterior Anterio Oblique for the Angle. v. 224, no.1, pp.242-6, 2002.

Brain CT 검사 시 장비의 각도 적용 방식에 따른 영상의 왜곡도와 흡수선량의 평가

함창희[1], 김기봉[2], 김호석[3], 이정범[4]

가톨릭대학교 인천성모병원 영상의학팀

국문초록

목적 : 방사선사는 영상평가 기준에 맞는 영상을 획득하기 위해 노력하고 있으며, 동시에 피폭에 의한 손해보다 영상에서 얻을 수 있는 더 큰 이득을 위해 노력하고 있다. 따라서 Brain CT 검사 시 TS-OP line에 맞춰 검사를 하면서, 동시에 가능하다면 최소한의 피폭선량으로 검사를 하기위해 노력해야한다. 따라서 본 연구를 통해 Brain CT 검사 시 기준선을 맞추기 위한 2가지 방법(P사의 Trim edge, C사의 Gantry tilting)에 따른 영상의 왜곡도와 흡수선량을 비교하고자 한다.

실험 방법 및 대상 : 영상의 왜곡도를 확인하기 위하여 torso phantom의 Brain parts를 이용하였으며, marker로는 유리타일을 이용하였다. P사 장비에서는 Trim edge기능을 이용하여 머리 쪽 30°부터 다리 쪽 30°까지 각 10° 단위로 영상을 획득하였으며, C사의 장비에서는 Gantry tilting을 이용하여 머리 쪽 20°부터 다리 쪽 20°까지 각 10° 단위로 영상을 획득하였다. 획득한 영상은 MPR기능을 이용하여 같은 영상을 획득한 후 총 5곳의 측정위치에서 4명의 방사선사가 3회씩 측정하여 왜곡도를 확인해 보았다.

그 다음 선량의 비교를 위해 Dose CTDI Phantom과 Ion chamber를 이용하였으며, 우선 P사의 Trim edge 기능의 특성을 확인하기 위하여 Dose CTDI Phantom의 중심부 10cm에서 선량을 측정하였다. 총 촬영 범위를 10cm으로 고정하였으며, 입사각 0°, Cranial 20°, Caudal 20° 각각의 흡수선량을 측정한 후 CTDIvol 값과 DLP 값으로 비교해보았다. 총 촬영범위 10cm내에서 입사각에 따른 영상의 획득 가능한 범위 또한 비교해보았다. 그리고 길이 15cm의 Dose CTDI Phantom과 torso phantom의 brain parts를 모두 촬영한다는 가정 하에 0°부터 20°까지 5° 단위로 추가적으로 증가하는 촬영 범위를 확인해보았다.

그리고 C사의 장비에서는 각도 별 촬영범위의 변화를 확인하고, Dose CTDI Phantom의 중앙 10 cm을 촬영할때의 흡수선량의 변화를 CTDIvol값과 DLP값을 통해 확인해 보았다.

마지막으로 두 방식의 장비에서 20°의 각도를 주고 촬영을 할 때 촬영 영역의 비교를 위해 Image J프로그램을 이용해보았다.

결론 : 영상의 왜곡도를 확인하기 위한 실험에서는 총 5곳의 측정 위치에서 평균값과 가장 큰 차이는 1.7 mm, 가장 큰 표준편차는 0.705로 측정자의 오차 외에는 두 장비 모두 영상의 왜곡은 없는 것을 확인하였다.

따라서 흡수선량의 변화를 확인해보았다. 우선 Trim edge기능을 이용하는 P사의 경우 총 촬영범위가 10 cm으로 동일하다면, 그 영역 안에서 0°, Cranial 20°, Caudal 20° 모두 선량의 유의한 변화는 없었으며, 획득할 수 있는 영상의 수는 slice thickness 1 mm/ interval 1 mm의 영상을 얻는다는 가정 하에 0°에서는 101장, 20°에서는 22장으로 확인되었다.

그 다음 15 cm의 Dose CTDI Phantom 모두를 획득 하기 위한 촬영범위의 변화에서는 0°에서는 15 cm, 그리고 20°에서는 19.7 cm임을 확인하였으며, 따라서 1.31배의 총 촬영범위가 필요함을 확인하였다. 또한 torso phantom의 brain parts를 모두 촬영하기위한 촬영범위는 0°에서 17.8 cm, 20°에서는 25.76 cm으로 총 촬영 범위는 약 1.45배 증가함을 확인하였다.

Gantry tilting을 이용하는 C사의 장비에서는 각도 별 촬영범위에 변화는 없었으며, 각도 별 흡수선량을 비교해 보았다. 0°에서 32.137 mGycm, 5°에서 32.225 mGycm, 20°에서는 최대 32.894 mGycm로 5°에서는 0.27%, 20°에서 최대 2.35% 선량이 증가함을 확인하였다.

마지막으로 두 장비에서 20°의 각도를 주고 촬영할 때 Face쪽에 불필요한 영역이 어느정도 차이가 있는지를 Image J프로그램을 통해 비교해보았으며, Gantry tilting보다 Trim edge기능을 사용할 경우 약 18%의 추가 영역에 피폭이 발생됨을 확인하였다.

결과 : Gantry tilting을 이용 할 경우 20˚에서 최대 2.35%의 선량 증가를 확인 할 수 있었다. 이는 투과 단면적의 증가에 의한 것으로 판단되며, 각도 별 촬영 범위는 증가는 없었다.
하지만 Trim edge를 이용하는 장비의 경우 torso phantom을 이용한 실험에서 20˚에서 최대 촬영 범위가 1.45배 증가하였으며, Image J 프로그램을 통한 실험에서도 18%의 불필요한 Face쪽 피폭이 발생됨을 확인하였다. 따라서 Brain CT 검사 시 기준선을 완벽히 맞출 수 없는 경우, 가능하다면 Trim edge기능을 지양하고 Gantry tilting을 이용하여 검사하는 것이 바람직하다고 사료된다.

Key words : Trim edge, Gantry tilting, Distortion degree, Exposure dose

Ⅰ. 서론

전산화단층촬영(Computed tomography. 이하 CT)은 컴퓨터의 발달과 함께 인체와 같이 복잡한 구조를 재구성하여 3차원적 해부학 구조를 육안으로 확인할 수 있다는 이점 때문에 각종 질병을 진단하는 현대 의학의 중요한 역할을 하고 있으며, 적용 범위가 다양화되고 검사 빈도가 급속하게 증가되고 있다[1]. 건강보험 심사평가원에 의하면 2019년 기준 특수의료장비 중 약 47%가 Computed Tomography(CT) 장비이다[2]. 그리고 뇌혈관 질환은 2019년 통계청 기준 사망률 4위를 차지한 질환으로[3], 방사선사들은 하루에도 수없이 많은 Brain CT 처방을 받아 검사하고 있다. 실제로 본원에서는 2015년에 비해 2020년에 Brain CT 검사가 1.598배 많아졌으며, 2020년 기준 11713건의 Non-enhance Brain CT 검사를 진행하였다. 이는 2020년 CT 총 검사의 13.58%에 해당하는 비중이다.

하지만 좁은 X선속이 연속적으로 회전하면서 영상을 획득하는 전산화단층촬영(CT)은 단순 x선 검사에 비해 환자의 피폭선량이 높다[4]. 그 중 Brain CT의 경우 방사선 감수성이 높은 안구가 인접해있어 Scan FOV를 최대한 제한하고 차폐하여 검사해야한다는 연구논문 또한 쉽게 접할 수 있다[5]. 그러므로 국제기구 등에서 제안하는 환자의 선량 권고량을 참고준위로 하여 CT 검사에서 불필요한 요소를 제한하고 최적화된 프로토콜을 확립함으로써 환자의 피폭선량관리를 하는 것이 중요하다[6].

Brain CT의 1회 피폭선량은 1~2 mSv로 일반인이 받는 1년 치 자연방사선 2~3 mSv에 비슷한 수준의 피폭선량이며, 또한 의료 방사선 검사 중 CT가 차지하는 검사 건수 비율은 3.2%에 불과하지만 피폭선량의 비율은 38.7%로, 검사건수의 71.6%를 차지하는 X-ray검사의 피폭량 비율인 28.6%보다 높은 비율을 차지한다[7].

방사선사 CT Protocol에는 영상평가 기준을 기본으로 충족시키고 있으며, Brain CT의 영상평가 기준 중에는 '영상의 안장결절 뒤통수뼈 융기선(Tuberculum sellar-occipital protuberance line, TS-OP line)에 맞추어져 있다.[8]' 라는 항목이 있다. 이는 TS-OP line을 기준선으로 검사 할 경우 다른 기존 기준선(OML, IOML)에 맞춰 검사한 영상에 비해 anterior commissure-posterior commissure line(AC-PC line)에 가장 평행한 axial영상을 얻을 수 있기 때문[9]이다. 따라서 방사선사는 Brain CT 검사 시 기준선을 안장결절 뒤통수뼈 융기선(TS-OP line)에 맞춰 검사를 하고 있다.

그리고 본원에는 이 기준선을 맞추는 방법이 다른 2가지 방법의 장비가 있다. P사의 brilliance iCT elite장비(Fig1, a)와 C사의 Aquilion one(Fig1, b)이 있으며, P사의 장비는 gantry의 tilting없이 필요한 영역을 모두 촬영한 후 reconstruction을 통해 영상평가 기준에 맞는 영상을 획득하는 Trim edge(Fig1, c)기능을 이용하며, C사의 장비는 gantry tilting(Fig1, d)을 통해 영상평가 기준에 맞는 영상을 직접적으로 획득한다.

따라서 gantry tilting을 통해 얻는 영상과 software를 이용하여 얻은 영상의 왜곡의 정도를 비교해보고, 그에 따른 선량을 비교를 해보고자 한다.

CT 검사에서 사용되는 환자의 선량 권고량은 CTDI와 DLP를 사용하고 있다[10]. CT 선량 지표로서 CTDI는 1 회전에 대한 회전축(z)에 평행한 선을 따라 선량분포 D(z)를 적분한 값을 X선속의 명목 두께(nominal slice thickness)로 나눈 값으로, 단위 길이 당 1회전에 의한 피폭선량 기준 값

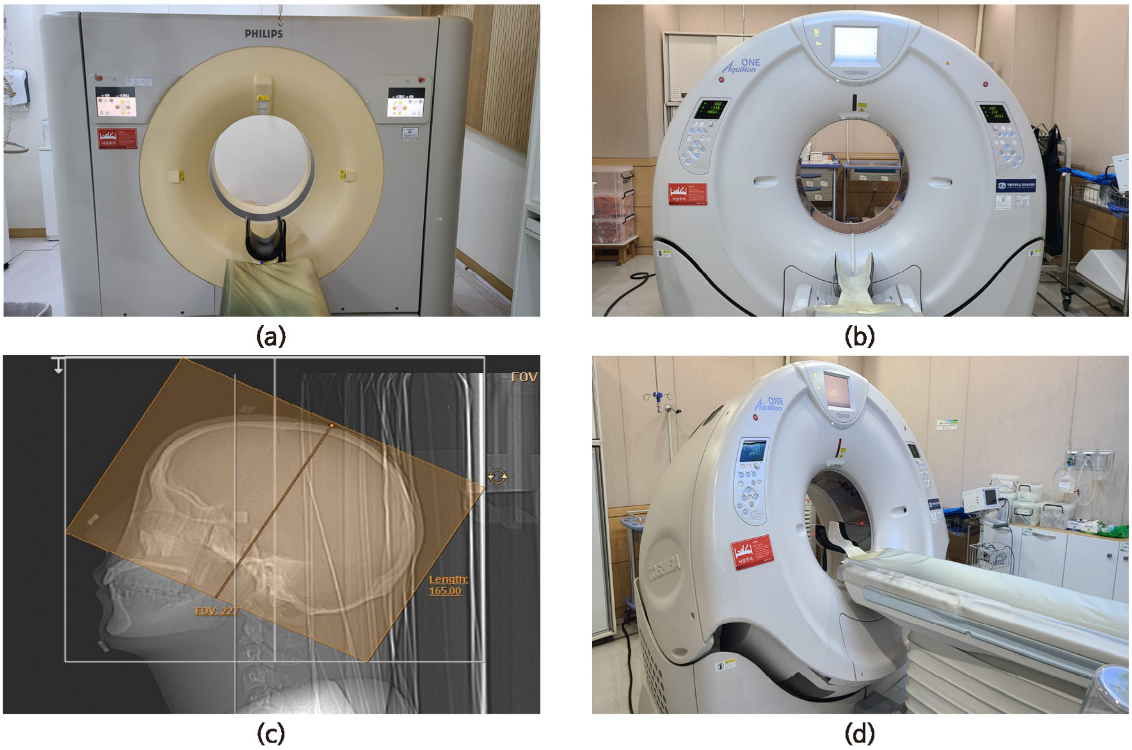


Fig 1. (a) Brilliance iCT Elite of P company (b) Aquilion One of C company
(c) Trim edge function of P company (d) Gantry tilting of C company

CTDIw(effective weighted CTDI)[11-12](1), 그리고 관전압, 관전류, 필터 뿐 만 아니라 절편 두께 및 간격 등에 영향을 받으며 다른 스캔 변수 설정 또는 프로토콜 등을 비교할 수 있는 선량지표인 CTDIvol값[13](2)이 있다. 그리고 또 다른 선량 지표로서 DLP(3)는 모든 횡단면 영상에 대한 총 피폭선량 값을 의미한다[11].

$$CTDIw = \frac{1}{3}CTDIc + \frac{2}{3}CTDIp\,[mGy] \quad (1)$$

$$CTDIvol = \frac{1}{slice\,\pi tch}CTDIw\,[mGy] \quad (2)$$

$$DLP = CTDIvol \times irradiated\ length\,[mGy.cm] \quad (3)$$

Ⅱ. 실험 방법 및 대상

1. 영상 왜곡의 정도 측정

CT장비는 C사의 Aquilion One과 P사의 Brilliance iCT Elite를 이용하였으며, phantom은 KYOTO KAGAKU사의 CT Torso phantom(CTU-41, Fig 2)과 marker로는 유리 타일을 이용하였다. marker는 장비의 laser point를 이용하여 brain

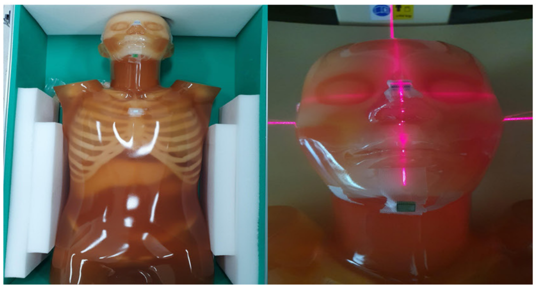


Fig 2. KYOTO KAGAKU사의 CT Torso phantom (CTU-41)

의 둘레에 4개의 점과 vertex에 위치하였으며, 측정은 각 장비의 측정도구를 이용하여 총 4명이 같은 기준을 두고 각 3회씩 한 기준선 당 총 12회를 측정하였다. P사의 장비는 0˚, 10˚, 20˚, 30˚, -10˚, -20˚, -30˚에서 영상을 획득하였으며, C사의 장비에서는 0˚, 10˚, 20˚, -10˚, -20˚에서 영상을 획득하였다. 각 영상들은 MPR(Multi Planar Reconstruction)을 통하여 같은 기준의 영상을 만들었으며, axial영상에서 앞뒤(A) 폭과 양 옆(B)의 폭, sagittal영상에서는 앞위(C), 위뒤(D), 앞뒤(E) 총 5개의 폭을 측정하였으며(Fig 3), 각 수치

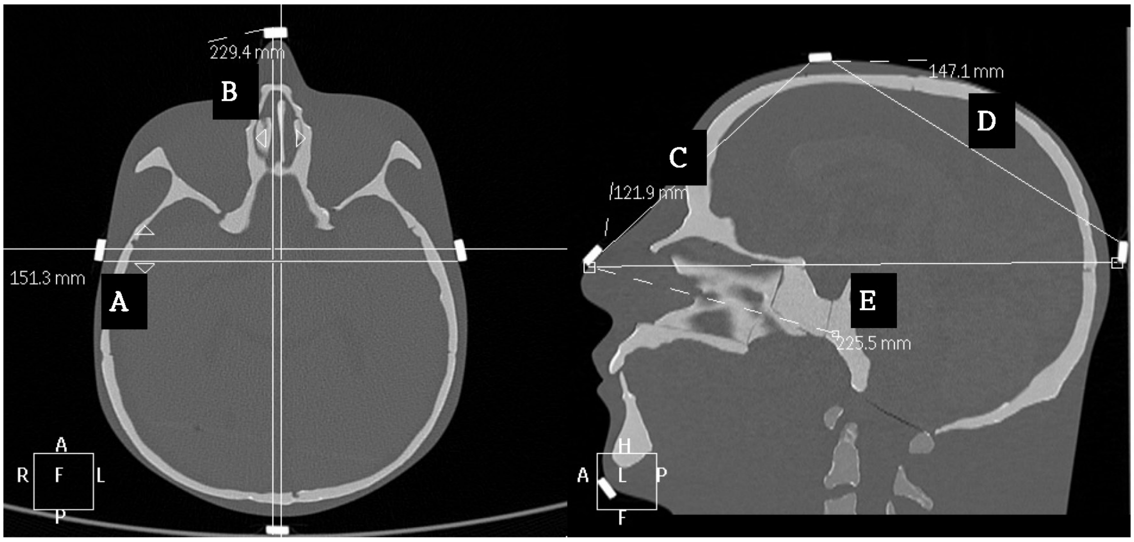


Fig 3. Measured the length of axial and sagittal images

(a) (b) (c)

Fig 4. (a) DAOL PHANTOM사의 16 cm Dose CTDI Phantom (2-part CTDI PMMA phantom)
(b) DAOL PHANTOM사의 Ion chamber(Dosimax plus A HV(DCT10 chamber))
(c) The Dose CTDI phantom is placed in the Iso-center

들의 평균값으로 차이를 비교하고, 표준편차로 유의성을 알아보았다.

2. 선량의 비교

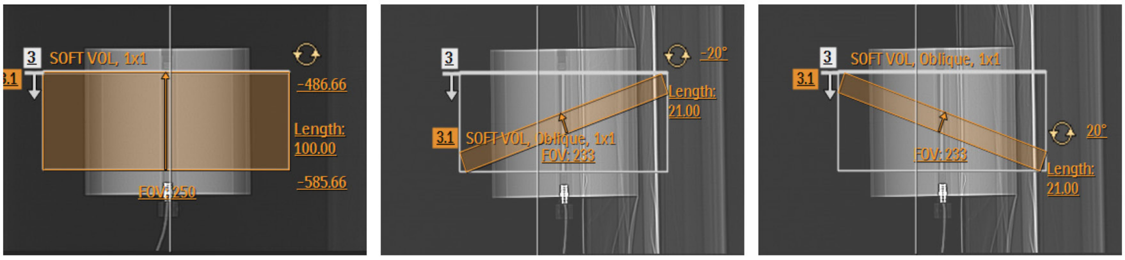
선량의 비교는 DAOL PHANTOM사의 16cm Dose CTDI Phantom(2-part CTDI PMMA phantom) (Fig4, a),과 DAOL PHANTOM사의 Ion chamber(Dosimax plus A HV(DCT10 chamber)) (Fig4, b)를 이용하였으며, 길이 15 cm 폭 16 cm 두부팬텀을 이용하였다. 그리고 각 장비의 Iso-center에 위치시켰다(Fig4, c). 흡수선량의 측정은 Dose CTDI 팬텀의 측부 4곳과 중심부 총 5곳에서 각 10회씩 측정하였다. 그리고 계산식을 통해 CTDIvol값과 DLP값을 계산해 비교해보았다.

1) P company equipment

(A) Brain CT 검사 시 Trim edge의 특성 확인

P사의 장비에서는 10 cm의 Ion chamber 영역에서 총 3가지의 실험을 해서 특성을 확인해 보았다. 총 촬영범위를 10 cm으로 고정시키고 그 안에서 0° (Fig 5, a), 그리고 trim edge를 이용하여 20°, −20°로 촬영했을 때(Fig5, b,c)의 흡수선량을 총 10회씩 측정하였으며, 20°의 각도를 주었을 때 총 촬영영역 10 cm 내에서 영상을 얻을 수 있는 영역의 길이를 확인해보고, CTDIvol값과 DLP값을 비교해보았다.

3가지 경우에서 얻은 총 30개의 CTDIvol값을 통계프로그램 SPSS ver.19 program의 대응표본 t 검정을 통하여 최솟값, 최댓값, 평균, 표준편차 표준오차 결과를 분석 해보았다.



(a) 0˚ (b) Cranial 20˚ (c) Caudal 20˚

Fig 5. (a) Scan range 100 mm, 0˚
(b) Scan range 100 mm, Cranial 20˚ with trim edge
(c) Scan range 100 mm, Caudal 20˚ with trim edge

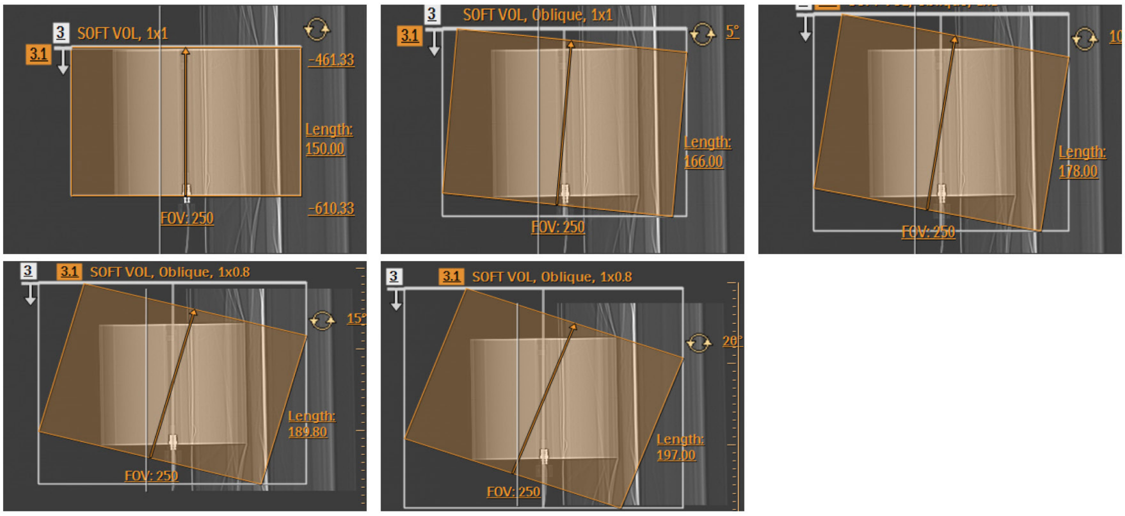


Fig 6. Length to scan all 15 cm Dose CTDI phantom using Trim edge function from 0 to 20 degrees angle

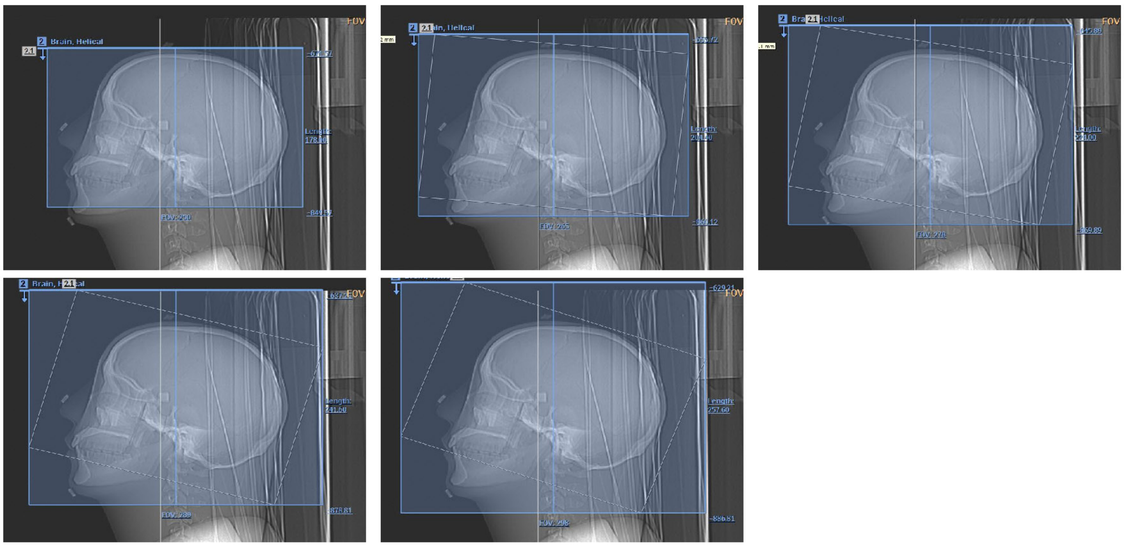


Fig 7. (a) Length to scan all brain of torso phantom using Trim edge function from 0 to 20 degrees angle

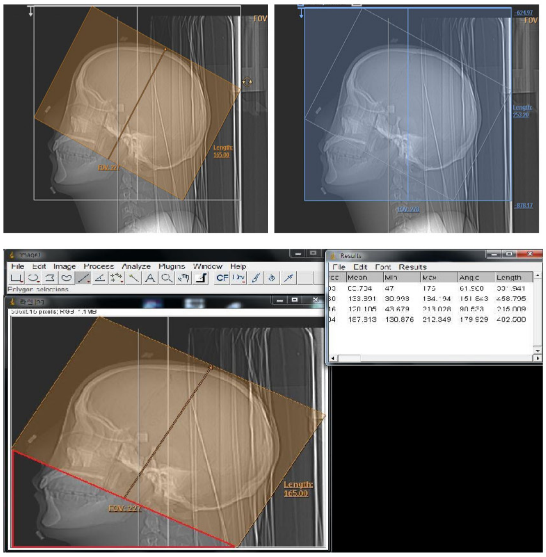


Fig 7. (b) Confirmation of unnecessary exposure area of torso phantom

(B) Brain CT로의 적용

실제 Brain CT시 검사에서 어떠한 차이가 있는지를 확인하기 위하여 15 cm의 Dose CTDI phantom을 모두 담기위해 필요한 길이를 측정하였다. 실제 Brain CT에서 vertex~base까지의 길이는 약 16 cm 내외로, 15 cm Dose CTDI 팬텀을 이용하였다. 0°부터 20°까지 5° 간격으로 trim edge를 이용하여 촬영에 필요한 총 길이를 측정(Fig6) 한 후 (A)에서 구한 CTDIvol 값을 이용하여 DLP값을 구해보았다.

그리고 torso RANDO phantom의 brain을 촬영하기 위한 각도별 영역의 길이변화(Fig7, a)를 확인해 보았으며, Image J program을 이용하여 Face쪽에 불필요하게 입사되는 면적의 선량을 추정해보았다(Fig7, b).

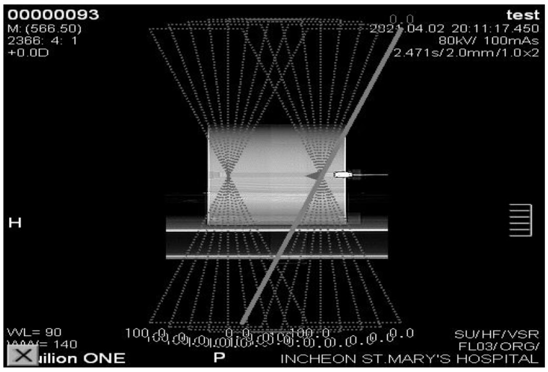


Fig 8. Scan FOV of C company CT equipment from caudal 20 degrees to cranial 20 degrees. we can see that the scan range is the same

2) C company equipment

C사의 장비에서는 gantry tilting을 이용하여 각도를 주기 때문에 촬영에 필요한 길이가 변하지 않음을 확인해 보았다.(Fig8) 따라서 Dose CTDI 팬텀 10 cm을 촬영하기 위한 각도 별 흡수선량을 직접 측정해보았다. 다리 쪽 20°부터 머리 쪽 20°까지 5° 단위로 각 각도에서 총 10회씩 측정하였으며(Fig8), Gantry tilting을 이용하는 특성 상 같은 범위에서 흡수선량이 얼마나 증가하는지를 CTDIvol값과 DLP값을 통해 비교해 보았다. CTDIvol값을 통계프로그램 SPSS ver.19 program의 대응표본 t검정을 통하여 최솟값, 최댓값, 평균, 표준편차 표준오차결과를 분석 해보았다.

Ⅲ. 결과

1. 영상 왜곡의 정도 측정

아래의 표(Table 1)는 각 위치의 측정값의 평균값이며, 단위는 mm이다. 단, 각 장비 회사 별 axial

Table 1. Average value at each point (단위 : mm)

		측정위치	0°	caudal 10°	caudal 20°	caudal 30°	cranial 10°	cranial 20°	cranial 30°
P company	axial	A	229.4	229.2	229.6	229.6	230.2	230	229.2
		B	151.2	151.5	152.1	152.2	151.7	151.8	152.4
	sagittal	C	121.9	122.7	121.7	122.5	122.1	122.1	122.4
		D	147.1	148.1	148.3	147.8	147.2	147.6	147.8
		E	225.5	226.6	225.9	225.2	225.2	225.1	224.9
C company	axial	A	228.1	227.4	227.2		226.8	226.2	
		B	151.2	151.6	150.6		150.9	150.9	
	sagittal	C	122.4	121.9	122.9		122.7	122.5	
		D	143.4	142.7	142.1		143.3	142.4	
		E	221.9	221.5	221.1		222.5	221.7	

앞뒤는 뒤의 marker가 각 장비 검사대의 바닥에 위치시켰기 때문에 약간의 차이가 있다. 따라서 각 장비 내에서 각도 별 오차를 비교해야한다. 실제 각 측정값들과 평균값과의 가장 큰 오차는 1.7 mm이였다. 이 값들을 통해 각 위치에서의 표준편차를 구해보았다.
아래 표(Table 2)의 각 값들은 각 장비 별 각도에 따른 모든 값들의 평균과 표준편차이며, 표준편차는 0에 가까울수록 편차가 없음을 보여준다. 가장 큰 표준편차 값은 약 0.705로 각 값들의 오차는 측정자의 측정 오차임을 다시 확인할 수 있었다.

2. 선량의 비교

1) P company equipment

(A) Brain CT 검사 시 Trim edge의 특성 확인 (Total scan range = 100 mm)
Table 3의 값들은 Dose CTDI 팬텀 5곳의 측정위치에서 측정한 실제 흡수선량 값들과 이를 이용해 구한 CTDIvol값이다. 3-1은 0°로 100 mm를 촬영하여 얻은 흡수선량 값이며 이 값들로 얻은 CTDIvol값은 34.73 mGycm이다. 3-2는 100 mm scan range에서 다리 쪽 20°의 각도를 주고 Trim edge기능을 사용한 상태에서 측정된 흡수선량 값이며 이 값들로 얻은 CTDIvol값은 34.68 mGycm이다. 3-3은 100 mm scan range에서 머리 쪽 20°의 각도를 주고 Trim edge기능을 사용한 상태에서 측정된 흡수선량 값이며 이 값들로 얻은 CTDIvol값은 34.69 mGycm이다. 그리고 100 mm라는 total scan range에서 20°의 각도를 주고 Trim edge기능을 사용 할 경우 실제로 영상을 얻을 수 있는 영역의 길이는 21 mm이다. 따라서, 예를 들어 slice thickness 1 mm/interval 1 mm로 설정하여 영상을 획득 할 경우, 0°에서는 101장의 영상을 획득 할 수 있으며, 20°

Table 2. Average value and Standard deviation to determine the degree of distortion (단위 : mm)

			평균 (Average value)	표준편차 (standard deviation)
P company	axial	A	229.6	0.38297
		B	151.84	0.41975
	sagittal	C	122.20	0.35119
		D	147.70	0.43970
		E	225.49	0.58716
C company	axial	A	227.14	0.70569
		B	151.04	0.37815
	sagittal	C	122.48	0.37683
		D	142.78	0.56303
		E	221.74	0.51769

Table 3-1. Absorbed dose and CTDIvol value measured without angle (mGycm)

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Aver	CTDIvol
A	384.1	384.9	384.8	384.6	384.5	384.7	384.7	384.5	384.3	384.8	384.59	34.73
B	446	446	445.8	445.9	446.1	445.7	446.3	446.2	445.9	445.8	445.97	
C	425.5	425.6	425.3	425..5	425.5	425.4	425.4	425.2	425.3	425.6	425.38	
D	404.1	403.7	403.7	404.2	404.3	404.3	404.1	403.8	403.8	404.1	404.01	
E	422.7	422.4	422.6	422.5	422.4	422.3	422.2	422.7	422.5	422.3	422.46	

Table 3-2. Absorbed dose and CTDIvol value measured with caudal 20 degree and trim edge function (mGycm)

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Aver	CTDIvol
A	384	383.9	383.8	383.9	384.2	384.1	384.1	383.8	383.9	384.1	383.98	34.68
B	445.8	445.5	445.6	445.5	445.8	445.9	445.3	445.1	445.6	445.8	445.59	
C	425	424.6	424.8	425.1	424.8	424.8	424.7	424.5	425.1	425.1	424.85	
D	403.1	403.1	403.3	402.8	403.2	403.2	402.9	402.9	403.3	403.1	403.09	
E	421.8	422.2	422.1	422	422.2	422.3	422.1	422.1	422.0	421.9	422.07	

Table 3-3. Absorbed dose and CTDIvol value measured with cranial 20 degree and trim edge function (mGycm)

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Aver	CTDIvol
A	384	383.7	383.9	384.2	383.9	383.8	384.1	384.2	383.9	383.7	383.94	
B	446.4	446.4	446.3	446.6	446.3	446.2	446.4	446.2	446.2	446.4	446.34	
C	425	424.8	424.8	425.2	425.1	425.2	424.7	424.9	425.1	424.8	424.96	34.69
D	402.9	403	402.7	403.2	403.3	403.2	402.8	403.3	403.1	403.0	403.05	
E	422.1	421.6	422	421.7	421.8	421.9	421.8	422.1	421.7	421.9	421.86	

Table 3-4. CTDIvol values and DLP values from Table3 (mGycm)

	degree	CTDIvol	DLP
P company	0	34.73	347.3
	20	34.68	346.8
	-20	34.69	346.9

Table 3-5. Analysis of maximum, minimum, Average, standard deviation, standard error using SPSS Program

기 술 통 계 량

		통계량	표준오차	붓스트랩[a]			
				편향	표준오차	95% 신뢰구간	
						하한	상한
0°_CTDI Vol	N	10		0	0	10	10
	최솟값	34.71					
	최댓값	34.73					
	평균	34.7270	.00213	.0000	.0020	34.7230	34.7300
	표준편차	.00675		-.00098	.00279	.00000	.00966
	분산	.000		.000	.000	.000	.000
Cranial 20°_CTDI Vol	N	10		0	0	10	10
	최솟값	34.67					
	최댓값	34.70					
	평균	34.6860	.00306	-.0001	.0029	34.6800	34.6910
	표준편차	.00966		-.00068	.00170	.00516	.01197
	분산	.000		.000	.000	.000	.000
Caudal 20°_CTDI Vol	N	10		0	0	10	10
	최솟값	34.66					
	최댓값	34.69					
	평균	34.6780	.00327	.0001	.0030	34.6720	34.6840
	표준편차	.01033		-.00068	.00175	.00632	.01287
	분산	.000		.000	.000	.000	.000
유효수 (목록별)	N	10		0	0	10	10

의 각도를 주었을 경우에는 겨우 22장의 영상을 얻을 수 있다. 그리고 Table 3-4는 Table3의 CTDIvol값과 그를 이용해 얻은 DLP값이다. Table 3-5는 3가지 경우에서 얻은 총 30개의 CTDIvol값을 통계프로그램 SPSS program의 대응표본 t검정을 통하여 최댓값, 최솟값, 평균, 표준편차, 표준오차를 분석 한 결과이다.

(B) Brain CT로의 적용

Table 4는 150 mm의 Dose CTDI 팬텀을 모두 촬영할 때, 각도별 Trim edge기능을 사용하게 되면 필요한 total scan range이다. 그리고 위에서 구한 CTDIvol값을 이용해 얻은 DLP값이다. Trim edge기능을 사용할 경우 20°의 각도를 이용하여 150 mm의 Dose CTDI 팬텀을 촬영하기 위

해 필요한 총 길이는 197 mm로, 0° 150 mm에 비해 약 1.31배의 촬영범위가 필요하며, DLP 또한 약 1.31배가 증가한다.

Table 5는 Torso phantom의 brain을 촬영 할 때, 각도별 Trim edge기능을 사용하게 되면 필요한 total scan range이다. 그리고 위에서 구한 CTDIvol값을 이용해 얻은 DLP값이다. 0° total scan range 178mm에 비해 입사각이 20° 일 때 total scan range는 257.6 mm로 검사 영역은 약 1.45배 증가하였으며, DLP값도 같이 약 1.45배 증가하였다.

Fig 9는 Image J program을 통한 Face쪽 불필요 영역의 면적을 확인하는 과정이다. 주황색 영역은 Gantry tilting시 필요한 영역이며, 빨간 영역은 Trim edge기능을 사용 할 경우 추가로 피폭이 발생되는 부분이다. 두 장비의 피폭영역을 비교했을 때 Trim edge기능을 사용할 경우 불필요한 방사선의 흡수가 발생된 영역이 약 18%가 넓었다.

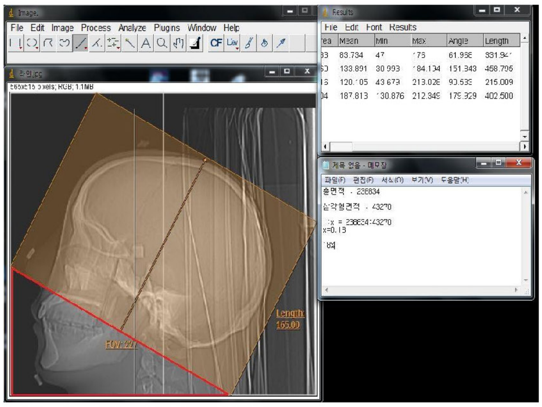


Fig 9. Image J program

2) C company equipment

Table 6-1은 모두 C사의 장비에서 gantry tilting을 이용하여 caudal 20°부터 cranial 20°까지 5° 단위로 측정된 값이며, Dose CTDI 팬텀의 중앙 10 cm을 촬영할 때 측정된 값들과 그 값으로 측정된 CTDIvol값이다. 0°에서의 CTDIvol값은 32.137 mGycm이며, tilting 각도가 커질수록 CTDIvol값이 소폭 증가하는 것을 확인할 수 있었다. 이는 CT장비의 X-ray가 투과하는 면적이 넓어짐에 따라 흡수선량이 증가하는 것으로 판단되

Table 4. When using the Trim edge function, the length required to scan a 150mm Dose CTDI phantom, and DLP value calculated by length

	입사각 0°	입사각 5°	입사각 10°	입사각 15°	입사각 20°
LENGTH(mm)	150	165	177.8	189.8	197
DLP(mGycm)	520.95	573.04	617.5	659.17	684.18

Table 5. When using the Trim edge function, the length required to scan a brain of torso phantom, and DLP value calculated by length

	입사각 0°	입사각 5°	입사각 10°	입사각 15°	입사각 20°
LENGTH(mm)	178	204	224	241.6	257.6
DLP(mGycm)	618.19	708.49	777.95	839.07	894.64

Table 6-1. Measured 10cm of Dose CTDI phantom in C company equipment. Absorbed dose value measured in units of 5 degrees from cranial 20 degrees to caudal 20 degrees.

○ 0° (mGycm)

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Aver	CTDIvol
A	405.8	405.7	405.5	405.3	405.8	405.9	405.2	405.3	405.7	405.7	405.59	32.137
B	462	462.9	462.3	462.3	462.2	462.1	462.3	462.7	462.8	462.5	462.41	
C	436.1	435.7	435.5	435.9	436.3	436.3	435.8	435.9	436.0	436.2	435.97	
D	422.5	423.3	422.7	422.7	422.6	422.9	423.1	423.3	423.4	423.5	423.00	
E	440.7	439.3	440.5	440.2	439.1	440.8	440.7	439.9	439.2	439.9	440.03	

○ Cranial 5˚ (mGycm)

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Aver	CTDIvol
A	406.2	406.4	406.1	406.7	405.7	405.9	406.3	406.1	405.8	406.4	406.16	
B	462.4	462.3	462.1	462.7	462.5	462.2	461.8	462.5	462.4	462.1	462.30	
C	438.5	438.5	438.1	437.8	437.9	438.6	438.8	438.7	438.5	438.9	438.43	32.225
D	424.5	424.3	424.1	424.8	423.9	424.6	424.5	424.4	424.2	424.3	424.36	
E	442.1	442.3	441.7	441.9	442.6	442.8	441.9	441.8	442.5	442.6	442.22	

○ Cranial 10˚ (mGycm)

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Aver	CTDIvol
A	407.4	407.4	406.8	406.4	407.2	407.8	407.9	407.5	407.3	407.8	407.35	
B	463.9	463.5	463.7	464.2	464.3	463.2	463.4	463.9	464.1	463.6	463.78	
C	440.8	439.8	439.8	440.7	441.1	440.2	439.9	439.7	440.2	441.3	440.35	32.331
D	425.2	424.8	425.3	425.1	424.9	424.1	424.7	425.0	425.3	424.9	424.93	
E	444.6	443.7	443.4	444.1	443.3	443.5	443.8	444.1	444.5	444.9	443.99	

○ Cranial 15˚ (mGycm)

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Aver	CTDIvol
A	408	409.1	408.2	408.1	409.3	408.2	408.4	408.1	409.2	409.3	408.59	
B	466.4	466.3	466.9	465.8	466.9	466.2	467.3	466.1	466.1	466.8	466.48	
C	445.3	443.6	444.8	443.9	444.3	445.2	445.2	443.7	443.3	445.2	444.45	32.542
D	428	427.9	427.4	427.9	428.3	428.2	427.6	427.9	428.3	427.7	427.92	
E	450	448.4	449.5	450.4	450.3	449.2	448.7	448.7	449.2	450.1	449.45	

○ Cranial 20˚ (mGycm)

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Aver	CTDIvol
A	411.3	411.2	411.3	410.8	410.9	411.7	410.5	410.9	411.8	411.1	411.15	
B	471.2	472.6	472.5	471.3	471.9	472.5	472.9	471.1	471.3	470.7	471.80	
C	449.9	450.1	450.8	450.7	450.1	449.1	449.2	449.8	450.2	449.1	449.90	32.876
D	431.7	432.5	431.7	432.1	432.4	431.5	431.3	432.8	432.7	431.1	431.98	
E	455.4	457.1	457.5	457.3	456.1	456.3	455.1	455.1	454.7	456.7	456.13	

○ Caudal 5˚ (mGycm)

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Aver	CTDIvol
A	406.3	405.6	405.8	406.1	405.9	405.2	405.1	405.9	406.7	406.9	405.95	
B	463.8	463.1	463.2	463.7	463.5	462.9	463.1	463.2	463.9	463.7	463.41	
C	437.3	437.4	437.9	438.3	438.1	437.7	437.0	437.1	436.8	437.3	437.49	32.190
D	422.9	422.9	423.4	423.7	423.2	422.9	423.3	423.5	423.1	423.3	423.22	
E	441.6	440.5	440.8	440.2	441.9	441.2	440.2	440.3	440.8	441.2	440.87	

○ Caudal 10˚ (mGycm)

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Aver	CTDIvol
A	406.5	406.6	406.9	407.1	406.2	406.5	406.3	406.1	406.5	406.8	406.55	
B	466.4	466.6	466.7	466.1	466.0	465.8	466.4	466.8	466.1	466.1	466.30	
C	439.6	440.4	439.2	439.7	439.3	441.2	440.7	439.5	439.8	440.2	439.96	32.313
D	423.9	423.3	423.8	423.9	424.1	424.2	423.7	423.8	423.4	424.1	423.82	
E	443	444.6	444.8	444.7	443.8	443.2	442.8	442.7	444.2	444.7	443.85	

○ Caudal 15° (mGycm)

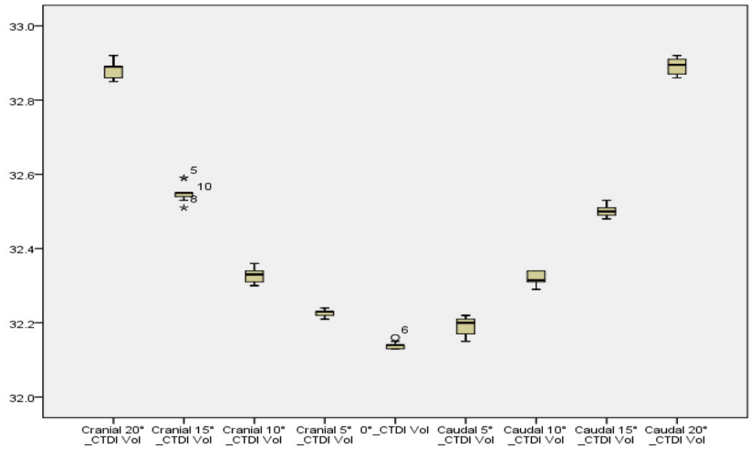
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Aver	CTDIvol
A	407.4	407.9	408.2	408.1	407.7	407.9	408.1	407.1	407.3	407.5	407.72	32.507
B	466.5	466.4	466.7	466.8	466.2	466.3	466.7	466.7	466.2	466.5	466.50	
C	445.7	444.1	444.8	444.7	444.2	444.1	444.1	445.9	445.9	445.8	444.93	
D	426.8	426.8	427.5	427.2	426.7	426.9	427.1	426.2	426.2	426.5	426.79	
E	448.3	447.1	448.3	447.8	447.0	447.2	447.1	448.5	448.1	447.6	447.70	

○ Caudal 20° (mGycm)

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Aver	CTDIvol
A	410.7	409.9	410.5	410.2	410.4	409.7	409.9	410.1	410.5	410.8	410.27	32.894
B	473.5	474	473.2	473.1	473.2	473.4	474.2	474.1	473.6	473.1	473.54	
C	453.4	450.5	450.0	450.1	450.8	451.2	452.2	452.7	452.6	452.9	451.64	
D	432.3	431.7	431.8	432.1	431.9	432.4	432.1	431.3	431.6	432.5	431.97	
E	453.4	456.3	455.2	455.4	453.8	454.9	455.8	455.7	456.1	453.4	455.00	

Table 6-2. Analysis of maximum, minimum, Average, standard deviation, standard error using SPSS Program

Dose-tilting angle Box plot chart



Caudal Tilting 기술통계량

	N	최솟값	최댓값	평균		표준편차
	통계량	통계량	통계량	통계량	표준오차	통계량
0°_CTDI Vol	10	32.13	32.16	32.1400	.00298	.00943
Caudal 5°_CTDI Vol	10	32.15	32.22	32.1920	.00742	.02348
Caudal 10°_CTDI Vol	10	32.29	32.34	32.3190	.00567	.01792
Caudal 15°_CTDI Vol	10	32.48	32.53	32.5000	.00516	.01633
Caudal 20°_CTDI Vol	10	32.86	32.92	32.8910	.00690	.02183
유효수 (목록별)	10					

Cranial Tilting 기술통계량

	N	최솟값	최댓값	평균		표준편차
	통계량	통계량	통계량	통계량	표준오차	통계량
0°_CTDI Vol	10	32.13	32.16	32.1400	.00298	.00943
Cranial 5°_CTDI Vol	10	32.21	32.24	32.2270	.00335	.01059
Cranial 10°_CTDI Vol	10	32.30	32.36	32.3280	.00593	.01874
Cranial 15°_CTDI Vol	10	32.51	32.59	32.5500	.00775	.02449
Cranial 20°_CTDI Vol	10	32.85	32.92	32.8830	.00803	.02541
유효수 (목록별)	10					

며, 5°에서 0.27%증가, 20°에서는 2.35% 증가하는 것을 확인할 수 있었다.
Table 6-2는 Table 6-1의 값들을 통계프로그램 SPSS program를 이용하여 정리한 차트와 표이다. Box plot chart에서는 가운데 0도를 기준으로 각도가 커질수록 CTDIvol값이 증가함을 쉽게 확인 할 수 있다. 그리고 표는 대응표본 t검정을 통하여 최댓값, 최솟값, 평균, 표준편차, 표준오차를 분석 한 결과이다.

Ⅳ. 고찰

의료 피폭의 주목적인 '환자에게 방사선으로 인한 손해보다 이득이 있어 영상의학 검사의 정당화를 달성하였다'라고 할지라도, 환자의 피폭선량 저감화를 위하여 환자 선량 권고량(Diagnosis Reference Level, DRL)을 적용함으로써 의료 피폭에서 방어의 최적화를 달성하도록 권고하고 있다[15]. DRL은 의료 피폭에 적용하는 방사선 방어의 최적화 결과로서 영상의학 검사에서 환자가 받는 방사선량을 측정하고 평가하여 진단에 참고할 수 있도록 권고하는 선량 준위이다[17-18].
Brain CT 검사에서 Trim edge기능을 사용할 경우 총 촬영 영역이 증가하게 되고, 이 결과 DLP 또한 증가하기 때문에 본 실험을 진행하였다.
하지만 본 실험에서는 Trim edge기능으로 불필요하게 늘어난 Face쪽 영역에 실제 흡수선량을 측정한 것이 아닌 image j 프로그램을 통해 촬영 범위를 단순 비교하였다. 이 부분에 대한 실험 및 연구가 추가적으로 필요하다고 사료된다. 또한 고정 mA를 사용하고, 영상평가 기준인 '영상의 안장결절 뒤통수뼈 융기선(Tuberculum sellar-occipital protuberance line, TS-OP line)에 맞추어져 있다.[8]'에 맞는 영상을 획득하기 위하여 Angle을 사용하는 Brain CT 검사에만 국한된 실험이며, 타 부위에서는 다른 결과 값을 가져올 수 있다. 반대로, AEC(Automatic exposure control)모드로 검사하는 타 부위의 경우 Trim edge로 추가된 영역의 선량이 제한된다고 하며, Trim edge 기능은 Z축 뿐만 아니라 X축으로도 사용이 가능하기에 자세잡이에 어려움이 있는 환자들에게 있어서 유용한 부분 또한 많다.
또한 torso phantom의 brain부분과 Dose CTDI phantom을 이용한 실험으로, Implant에 의한 artifact등과 같은 선량 외적인 부분은 모두 배제한 결론이다. 따라서 실제 환자들 대상의 실험을 통한 추가적인 비교가 필요하다.

Ⅴ. 결론

본원에는 Brain CT를 촬영할 때 기준선을 충족시키기 위해 Angle을 주는 2가지 방식의 CT장비가 있다. 그리고 두 방식의 장비는 극명한 차이를 보여주었다. 우선 두 방식의 장비 모두 촬영한 영상에서 각도에 따른 영상의 왜곡(distortion)은 발견할 수 없었으며, 흡수선량의 차이는 확실히 확인할 수 있었다. Gantry tilting을 이용하는 C사의 Aqulion One의 경우 모든 각도에서 total scan range는 같았으며, tilting 각도가 증가할수록 CTDIvol값이 증가하였으나, 흡수선량의 증가율이 가장 큰 값이 20°에서의 2.35%로 임상적으로 유의한 선량증가라고 판단되지는 않는다. 하지만 P사의 Trim edge 기능의 경우에는 Brain CT에서 각도에 따라 촬영 범위가 크게 변하였다. 총 스캔 영역을 10cm으로 제한 할 경우 0°에서나 20°에서나 스캔 영역은 같기 때문에 같은 흡수선량이 발생하는 반면, 얻을 수 있는 영상의 개수는 slice thickness 1 mm/ interval 1 mm로 가정할 경우 0°에서 101장, 20°에서는 겨우 22장에 불과했다. 즉, 같은 피폭대비 얻을수 있는 영상은 약 20%에 불과했던 것이다. 또한 스캔 영역을 torso phantom의 Brain 전체로 봤을 때, 0°에서는 스캔영역이 17.8 cm 이였으나, 20°의 각도를 사용하고, trim edge 기능을 사용할 경우 총 스캔영역의 길이는 25.76 cm으로 1.45배 증가하였다. 이는 DLP값이 1.45배 증가함을 뜻한다. 하지만 Brain의 vertex 위쪽, 즉 허공에 조사되는 선량을 감안하지 않은 수치이다. 따라서 image J 프로그램을 이용하여 Face쪽에 입사되는 흡수선량을 추측하기 위하여 면적을 구해보았고, gantry tilting시 1차선이 피폭되는 영역과 비교하여 Face쪽의 불필요한 면적이 18% 더 발생함을 확인하였다.
따라서, 이 실험을 통해 고정 mA를 이용하는 Brain CT검사에서는 Angle을 최대한 적게 줄 수 있는 전문적인 방사선사들의 노력과 연구가 필요

하다 사료된다.
하지만 traumatic patient, mental loss, side weakness of CVA patient, neuropathy 등 방사선사가 true position을 맞출 수 없는 경우들이 있다. 따라서 가능하다면 Brain CT 검사 시 Trim edge기능의 사용을 지양하고 gantry tilting 기능을 이용하는 것이 바람직하다 사료된다.

참고문헌

1. UNSCEAR, "Sources and Effects of Ionizing Radiation", UNSCEAR 2010 Report, New York, United Nations, 2010.
2. 검사 영역에서의 의료방사선 피폭의 적절성 및 안전관리 평가기준 개발 최종보고서 / 2018.11. / 건상보험심사평가원, 대한영상의학회, 대한핵의학회 / 1. 서론 39p
3. 2019년 사망원인통계 결과 / 통계청 / 2020. 09.21. / 사회통계국 인구동향과 / 1p
4. Kalender WA, "Computed Tomography", John Wiley and Sons / New York / pp. 39, 2000.
5. 두부 전산화단층촬영 시 기준선에 따른 수정체 선량과 화질 평가
   Evaluation of Dose and Image Quality of Lens according to Baseline during Brain CT Scan / Kyu-hyung Kim, Sang-hyun Kim / 한국방사선학회논문지 13권5호 / 2019년 10월 / 699-704p
6. Dougeni E, Faulkner K, Panayiotakis G, "A review of patient dose and optimisation methods in adult and paediatric CT scanning" / Eur J Radiol / Vol. 81, No. 4 / pp. e665-683, 2012. 3.
7. 2016년~2019년 진단용 국민의료방사선 건수 및 피폭선량 현황 발표 / 질병관리청 / 2021. 03.08. / 2p
8. 한국의료영상품질관리원 - 검사기준 규격 - 전산화 단층 촬영장치 - 2) 두부
   http://www.kiami.or.kr/kiami/Default.aspx?lm=3&rp=38
9. A New Reference Line for the Brain CT:The Tuberculum Sellae-Occipital Protuberance Line is Parallel to the Anterior/Posterior Commissure Line / Y.I.Kim, K.J.Ahn, Y.A.Chung and B.S.Kim / American journal of Neuroradiology October 2009,30 / http://www.ajnr.org/content/30/9/1704.full
10. Li B, Yadava G, Hsieh J, "Quantification of head and body CTDI(VOL) of dual-energy x-ray CT with fast-kVp switching" / Med Phys / Vol. 38 / No. 5 / pp. 2595-2601 / 2011.
11. CEC, "Quality Criteria for Computed Tomography, European Guidelines" / EUR 16262 / Luxembourg / 1999.
12. McCollough CH, Leng S, Yu L, et al, "CT dose index and patient dose: they are not the same thing" / Radiology / Vol. 259 / No. 2 / pp. 311-316 / 2011.
13. ICRP, "Managing Patient Dose in Computed Tomography" / ICRP Publication 87 / 2000
14. Ionization chamber dosimiter http://www.daolphantom.com/skin64/product_list.php?boardT=v&page_idx=62&goods_data=aWR4PTEyJl8mc3RhcnRQYWdlPTAmXyZsaXN0Tm89MiZfJnRhYmxlPXJlZF9nb29kcyZfJnBhZ2VfaWR4PTYyJl8mc2VhcmNoX2l0ZW09%7C%7C
15. ICRP, "The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection" / ICRP Publication 103 / 2007.
16. Image j 사용법(distance 설정하기, 길이재기) https://mint1397.tistory.com/34 / charming Blog
17. Fukushima Y, Tsushima Y, Takei H, et al, "Diagnostic reference level of computed tomography (CT) in japan", Radiat Prot Dosimetry / Vol. 151 / No. 1 / pp. 51-57 / 2012.
18. IAEA, "International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation sources" / IAEA Safety Series No. 115 / 1996.

19. Computed tomography dose assessment for a 160 mm wide, 320 detector row, cone beam CT scanner / J Geleijns, M Salvado Artells, P W de Bruin, R Mather, Y Muramatsu and M F McNitt-Gray / RECIEVED 7 January 2009, in final foem 20 march 2009 / Published 6 May 2009 / Online at stacks.iop.org/PMB/54/3141

Brain MRA 검사시 3D Compressed sensing TOF(Time of flight)의 유용성 평가

정연문*, 김태윤, 최정욱, 김두희
가천대길병원 영상의학과

국문초록

목적: MRI로 뇌혈관 질환을 진단할 수 있는 기법 중 3D TOF MRA 는 조영제를 사용하지 않는 가장 안정적이고 대표적인 검사기법이다. 하지만 검사시간이 다른 Sequence 보다 길기 때문에 환자가 답답함이나 불편함을 느낄 수 있고, 움직임에 의한 Artifact가 생성될 수 있다. 이러한 이유로 검사시간을 줄이기 위한 방법 중 하나로 Compressd sensing기법이 최근 임상에서 시행되고 있다. 본 논문에서는 최근 시행되고 있는 3D Compressed sensing TOF와 기존의 3D Conventional TOF를 비교 분석하여 그 유용성과 진단적 가치를 알아보고자 하였다.

대상 및 방법: 평균 나이는 54.7세의 20명(남10, 여10)을 대상으로 3.0 Tesla Magnetom Vida 장비를 사용하였고, 사용한 Parameter는 Conventional 3D TOF는 TR/TE: 22.0ms/3.14ms, Slab: 5, Slice Thickness: 0.5mm, Flip angle: 20 Voxel size: 0.4.x0.4x0.5 Scan time: 7:19 Grappa factor:2를, 3D Compressed sensing TOF는 TR/TE: 18.3ms/2.84ms, Slab:5, Slice thickness:0.5mm, Flip angle: 20, Voxel size: 0.4x0.4x0.5, Scan time: 4:13 Cs factor: 4.8의 Parameter를 사용하여 각각 Scan하였다. 평가방법은 중뇌대동맥(Middle cerebral artery), 외경동맥(Internal carotid artery), 전대뇌동맥(Anterior cerebral artery)에 각각 ROI를 설정하여 SNR과 CNR을 측정하여 정량적평가를 실시하였고, 영상의학과 전문의3명, MR전문방사선사 자격을 보유하고 있는 MRI경력 10년 이상의 방사선사 3명이 혈관영상의 선명도(Sharpness), 혈관의 왜곡정도(Distortion), 미세혈관의 영상구현 정도(Expression of peripheral vessel)의 총 3가지의 항목에 대한 정성적 평가를 실시하였다. 사용한 통계프로그램은 R(version 4.04)를 사용하였고, 통계의 분석방법은 Paired t-test를 사용하여 분석 하였다.

결과: 정량적 평가 결과 SNR은 두 Sequence 간의 비교에서 p-value값이 각각 ICA 0.0579, ACA 0.0532, MCA 0.0956으로 (P>0.05)통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 반면 CNR은 p-value값이 ICA 0.0175, ACA 0.0116, MCA 0.00821 으로 (P<0.05)통계학적으로 유의한 차이를 보였다. 정성적 평가 결과는 p-value값이 각각 혈관영상의 선명도(Sharpness) 3.19e-2, 혈관의 왜곡 정도(Distortion) 1.19e-2, 미세혈관의 영상구현 정도(Expression of peripheral vessel) 5.62e-7로 (P<0.05)통계학적으로 유의한 차이를 보였다.

결론: 3D Compressed sensing TOF의 사용은 기존대비 검사시간의 감소와 더불어 충분한 진단적 가치가 있는 영상을 구현할 수 있을 것으로 사료된다.

중심단어: Compressd sensing, TOF, Incoherent, Random sampling

Ⅰ. 서론

현대인은 식습관의 변화, 과로, 스트레스, 운동부족, 비만 등의 요인으로 인한 뇌혈관질환 발생률이 증가하고 있으며, 그로 인해 암, 심장질환과 함께 높은 사망률을 나타내고 있다.[1] 이러한 뇌혈관 질환들은 신속하고 정확한 진단이 매우 중요하다. MRI로 뇌혈관 질환을 진단할 수 있는 기법 중 3D TOF MRA 는 조영제를 사용하지 않는 가장 안정적이고 대표적인 검사기법이다.[2)-4)] TOF(Time of flight)MRA는 유속신호강조효과(Flow related enhancement)를 이용하여 혈관 형태에 의한 신호획득이 아닌 혈류차체의 특성을 이용하여 영상신호를 얻는 방법이다. 기본적으로 Gradient pulse sequence를 사용하고, Imaging slice 내에 있는

조직의 정지된 Spin은 RF pulse에 의해 포화 되어 있으나 RF pulse를 경험하지 않은 비 포화 상태의 새로운 혈류는 Imaging slice 안으로 들어오면 RF pulse를 처음 받게 되어 고 신호 강도를 형성하여 영상을 얻는 기법이다.[5] 하지만 검사시간이 다른 Sequence 보다 길기 때문에 환자가 답답함이나 불편함을 느낄 수 있고, 움직임에 의한 Artifact가 생성될 수 있다. 이러한 이유로 검사시간을 줄이기 위한 방법 중 하나로 Compressd sensing기법이 최근 임상에서 시행되고 있다.[6-7]
Compressd sensing의 기본 이론은 K-space에서 나타나는 데이터가 희소성(sparsity)의 특징을 가졌고 K-space에서의 과소 샘플링으로 인한 영상 Aliasing artifact가 일관성이 없는(Incoherent) 잡음과 유사한 형태를 가진다는 특정 조건을 만족한다면 Nyquist rate 이상으로 데이터를 샘플링을 하지 않아도 적은 수의 데이터만을 이용하여 온전히 신호를 복원할 수 있다는 이론이다.[8-11]
이것을 MRI 에 적용하기 위해서는 몇 가지 단계를 거쳐야 하는데 먼저 Under sampling 통해 일부의 K-space를 채우도록 한다. 이를 통해 짧아진 검사시간을 기대할 수 있으나 그에 따른 Resolution의 저하나 Aliasing artifact가 발생하게 된다. 기존의 다른 방법들은 규칙적인 Under sampling을 통해 K-space를 채워왔으며, 그에 따른 Aliasing artifact를 해결해야 했으나 Compressd sensing에서는 Random한 Under sampling을 통해 K-space를 채우도록 하여 Image내에 잡음 형태의 Background artifact가 발생하게 된다. 이를 Sparsity transform을 통해 영상 재구성에 유효한 데이터만 남기고 Background artifact는 제로 값으로 제거 하게 된다. 이를 통해 적절하게 재구성한 영상을 Inverse FFT(Inverse Fast Fourier Transform)를 거쳐 완벽하게 재구성된 K-space를 가진 영상을 만들어 내게 된다.[12-15](Fig.1) 특히 다른 검사들에 비해 데이터의 희소성이(Sparsity) 큰 자기공명혈관영상은 Compressed sensing 기법을 적용하면 더 큰 효과를 기대할 수 있다.[12-15]
본 논문에서는 최근 시행되고 있는 3D Compressed sensing TOF와 기존의 3D Conventional TOF를 비교 분석하여 그 유용성과 진단적 가치를 알아보고자 하였다.

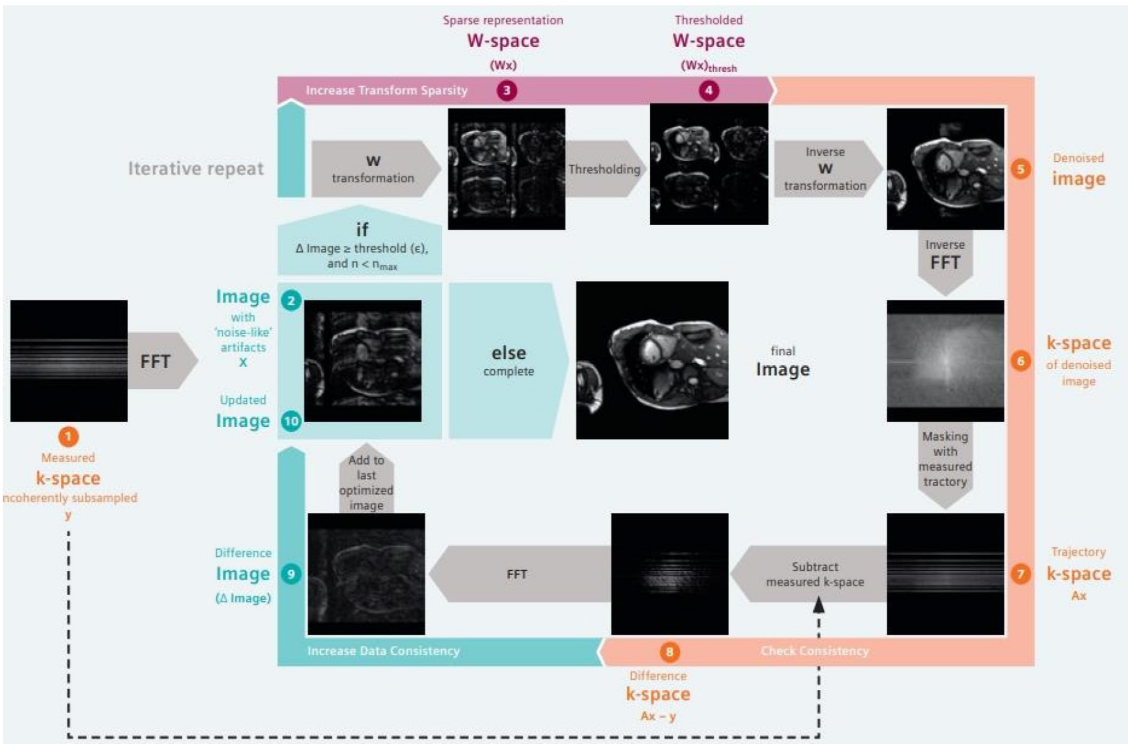


Fig.1. Compressed sensing Flowchart

Ⅱ. 대상 및 방법

1. 기간 및 대상

2021년 2월부터 3월까지 본원에서 Brain MRA 검사를 시행한 20대에서 70대 환자 20명(남:10, 여:10) 을 대상으로 하였으며, 평균 나이는 54.7세였다.

2. 검사장비

3.0 tesla Magnetom Vida(Siemens Healthineers, Erlangen, Germany) MRI장비와 64channel head&neck 3T bio matrix coil을 사용하였다.

3. 연구방법

1) Data 획득

한 환자에게 각각 3D Conventional TOF와 3D Compressed sensing TOF를 사용하여 Brain MRA 검사를 진행하였으며 사용한 Scan parameter는 아래 표와 같다.

2) 영상의 정량적 분석

3D Conventional TOF, 3D Compressed sensing TOF로 각각 검사한 Data를 MIP 처리하여, Syngo.via VB40(Siemens Healthineers, Erlangen, Germany)프로그램으로 중뇌대동맥(Middle cerebral artery), 외경동맥(Internal carotid artery), 전대뇌동맥(Anterior cerebral artery)에 각각 ROI를 설정하여 SNR과 Softtissue에 대한 CNR을 측정하였다. 측정의 정확도를 높이기 위해 Background noise SD의 ROI를 상대적으로 노이즈가 많은 대각선 방향 4곳을 측정하여 평균값을 구하였다.

Table.1. Scan parameter

	FOV	Slab	TR/TE	Slice thickness	Flip angle	Voxel size	Scan time	
TOF	230	5	22/3.14 ms	0.5mm	20 °	0.4*0.4*0.5	7:19	Grappa factor 2
CS TOF	230	5	18.3/2.84 ms	0.5mm	20 °	0.4*0.4*0.5	4:13	CS factor 4.8

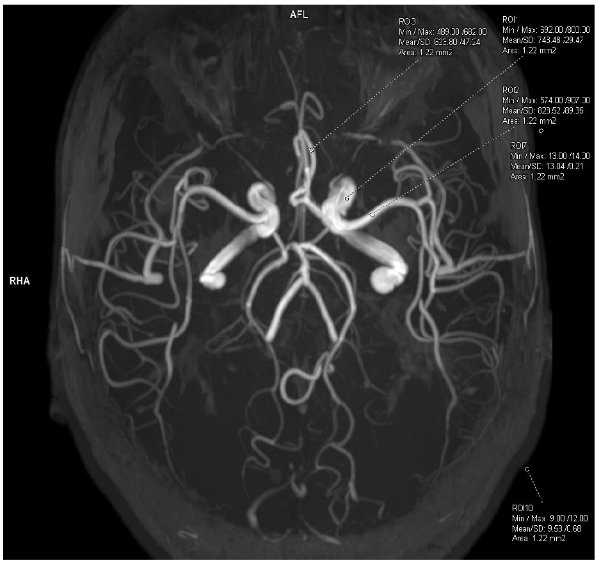


Fig.2. Measurement of signal intensity and standard deviation

$$SNR_{ROI} = SI_{ROI} / SD_{noise}$$

$$CNR_{ROI} = (SI_{ROI} - SI_{softtissue}) / SD_{noise}$$

— SI_{ROI} : ROI의 intensity

— $SDnoise$: Background noise표준편차

— $SI_{softtissue}$: Softtissue의 intensity

3) 영상의 정성적 평가

영상의학과 전문의3명, MR전문방사선사 자격을 보유하고 있는 MRI경력 10년 이상의 방사선사 3명이 정보가 삭제된 TOF MIP영상의 선명도(Sharpness), 혈관의 왜곡정도(Distortion), 미세혈관의 영상구현 정도(Expression of peripheral vessel)의 총 3가지의 평가항목에 대하여 각 항목을 Likert 5점 척도(1:아주 나쁨, 2:나쁨, 3:보통, 4:좋음, 5:아주 좋음)로 정성적 평가를 진행하였다.

(1) 혈관영상의 선명도(Sharpness)
(2) 혈관의 왜곡 정도(Distortion)
(3) 미세혈관의 영상구현 정도(Expression of peripheral vessel)

4) 통계적 분석방법

사용한 통계프로그램은 R(version 4.04)을 사용하였고, 통계의 분석방법은 Paired t-test를 사용하여 분석 하였다.

Ⅲ. 결과

1. 정량적 평가

두 검사방법의 SNR과 CNR의 평균값과 p-value의 값은 Table. 2, Fig.3 과 같다.

SNR은 두 검사방법 간의 비교에서 p-value값이 각각 ICA 0.0579, ACA 0.0532, MCA 0.0956로 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 반면 CNR은 p-value값이 ICA 0.0175, ACA 0.0116, MCA 0.00821 로 통계적으로 유의한 차이를 보였다.

2. 정성적 평가

3가지 평가항목에 대한 정성적 평가의 평균값과 p-value의 값은 Table. 3, Fig.4.와 같다.

Table.2. Comparison of SNR and CNR

	Conventional		CS		p-value	
	SNR average	CNR average	SNR average	CNR average	SNR	CNR
ICA	1046.5	771.42	1123.84	874.4	0.0579	0.0175
ACA	906.16	658.15	965.86	742.62	0.0532	0.0116
MCA	985.32	714.97	1041.9	805.3	0.0956	0.00821

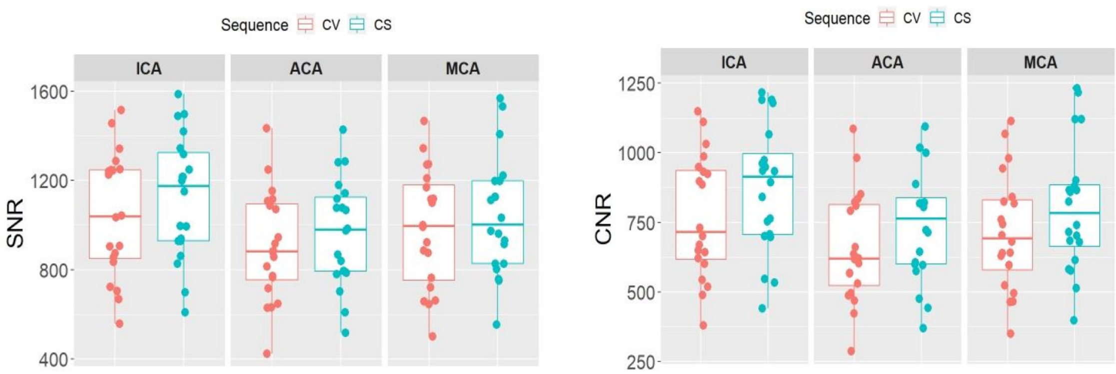


Fig.3. Box plot of SNR and CNR

Table. 3 Comparison of qualitative image quality obtained by 6 observers

	Conventional	CS	p-value
Sharpness	3.88	4.04	3.19e-2
Distortion	3.62	3.93	1.1e-2
Expression of peripheral vessel	3.64	4.16	5.62e-7

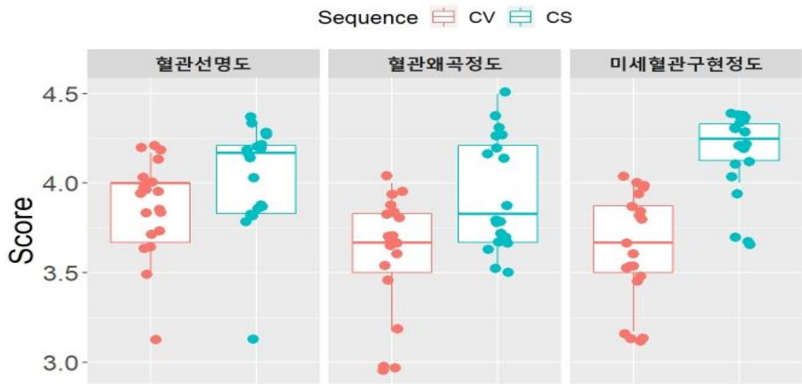


Fig.4. Box plot of qualitative image quality Score

두 검사방법 간의 정성적 평가는 모든 평가 항목에서 3D Compressed sensing TOF의 평균점수가 높게 평가 됐으며, p-value값이 각각 혈관영상의 선명도(Sharpness)3.19e-2(0.0319), 혈관의 왜곡 정도(Distortion)1.19e-2(0.0119), 미세혈관의 영상구현 정도(Expression of peripheral vessel)5.62e-7(0.000000562)로 통계적으로 유의한 차이를 보였다.

Ⅳ. 고찰

2006년 Compressed sensing이론이 발표된 이후로 여러 분야에 응용되어 사용하고 있고, 의료영상 영역의 MRI에서도 많은 연구들이 진행되어 왔으며, 최근 다양한 검사법에 적용되고 있다.[16] 특히 기존 Brain TOF검사의 경우 영상의 질과 진단적 가치를 떨어뜨리지 않고 시간을 줄이는데 한계가 있어 Compressed sensing기법을 적용하여 임상적으로 유용하게 쓰이고 있다. 본 논문은 Conventional TOF와 Compressed sensing TOF 영상의 질과 진단적 가치를 정량적, 정성적으로 비교 평가하였다. 정량적 평가에서는 두 검사방법에 따른 SNR의 평균값은 Compressed sensing TOF가 높게 측정되었지만 p-value값이 0.05보다 커 유의한 차이가 없는 것으로 평가 되었다. 반면 두 검사방법에 따른 CNR의 평균값과 p-value값은 유의한 차이를 가지고 있었는데, 3D Compressed sensing TOF의 CNR 평균값이 높게 나타난 이유는 Compressed sensing 기법만의 특징인 디노이징(Denoising)의 과정에서 혈관 외의 노이즈 신호(signal)대하여 제로화(0)하는 기법으로 인해 혈관의 신호(signal)가 부각되어지고 Soft tissue와 Background의 노이즈가 제거된 결과로 보인다. 또한 다른 영상들과는 다르게 복잡한 구조물을 가지지 않고 K-space에서 나타나는 데이터의 희소성(sparsity)이 높은 TOF의 특징[17]으로 인하여 얻어지는 결과로도 보인다. 하지만 Compressed sensing이 적용된 검사들에서 영상의 노이즈는 Denoising factor의 설정 값

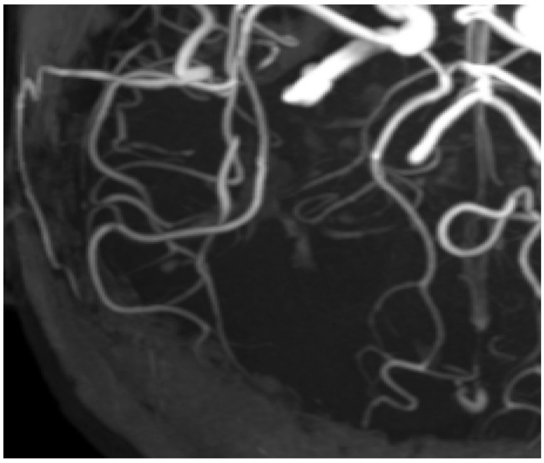


Fig.5. Conventional TOF

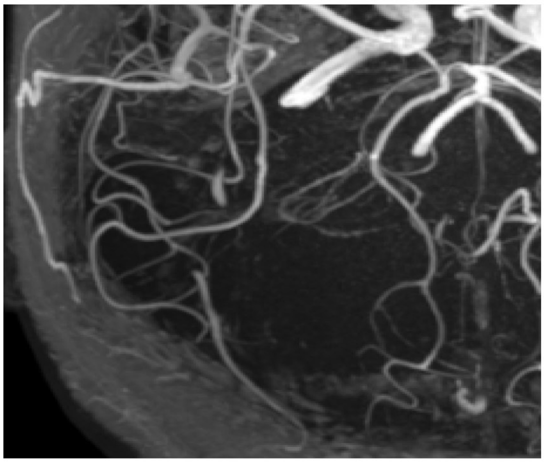


Fig.6. Compressed sensing TOF

변경으로 제어가 가능하고, parallel 영상은 노이즈의 분포를 나타내는 g-factor map에 따라 각각의 위상부호 마다 노이즈의 분포에 차이가 있을 수 있다는 점도 고려되어야 할 것이다. 정성적 평가에서는 모든 평가 항목에서 3D Compressed sensing TOF의 평균점수가 높게 평가 됐으며, p-value 값도 모두 0.05보다 작아 유의한 차이를 가지고 있었다. 이 역시 디노이징(Denoising)의 과정을 통해 노이즈가 제거 되어 영상의 해상도(Resolution)가 향상되고, 그와 더불어 기존대비 43.3% 단축된 검사시간으로 움직임에 의한 Artifact의 감소 또한 중요한 요인으로 작용된 것으로 보인다.(Fig.5,6) 하지만 혈관의 선명도(Sharpness)와 미세혈관의 구현정도(Expression of peripheral vessel)에서의 차이는 두 검사의 Scan Parameter에서 TR과 TE값의 차이에서 발생할 수 있다는 점도 고려되어야 할 것이다.

또한 본 연구는 Compressed sensing TOF기법에서 Denoising factor의 설정 값과 Compressed sensing factor값에 따라 영상의 정량적, 정성적 평가가 달라 질 수 있는 제한점을 지니고 있으므로 이에 대한 추후 연구가 필요 할 것이다.

V. 결론

Brain MRA 검사에서 3D Compressed sensing TOF 기법의 사용은 검사시간의 단축으로 환자의 만족감을 높이고, 움직임에 의한 Artifact를 줄일 수 있으며, 더불어 진단적 가치 또 한 충분한 양질의 영상을 얻을 수 있을 것으로 사료된다.

참고문헌

1. 건강보험심사평가원: 건강보험 통계연보, 2017-2019
2. Chung TS, Joo JY, Lee SK, et al. Evaluation of cerebral aneurysms with high-resolution MR angiography using a section-interpolation technique: correlation with digital subtraction angiography. AJNR Am J Neuroradiol 1999;20:229-235
3. White PM, Wardlaw JM, Easton V. Can non-invasive imaging accurately depict intracranial aneurysms a systemic review. Radiology 2000;217:361-370
4. Lysakowski C, Walder B, Costanza MC, Tramr MR. Transcranial doppler versus angiography in patients with vasospasm due to a ruptured cerebral aneurysm. Stroke 2001;32:2292-2298
5. Donald G. Mitcheel, M.D. "Mathematical Principles of magnetic resonance imaging to read without official", Korean Medical Book, 2000:279-291
6. Donoho, David L. "Compressed sensing." Information Theory, IEEE Transactions on 52.4 (2006): 1289-1306
7. Hollingsworth K. G. Reducing acquisition

time in clinical MRI by data undersampling and compressed sensing reconstruction. Physics in medicine and biology. 2015;60(21):297-322
8. 장진성, 황도식. 다중변수 압축 MRI 기술연구 동향. 전자공학회지. 2014:41(6)39-47
9. Forman C. M., Wetzl J., Hayes C., et al. Compressed sensing: a paradigm shift in MRI. Magnetom Flash. 2016;66(3)
10. Lustig M, Donoho D, Pauly JM. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. Magn Reson Med 2007;58:1182-1195
11. M. Lustig, D. Donoho, J.M. Pauly, "Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging," Magn. Reson. Med.,2007 Vol. 58:1182-1195
12. Doneva, Mariya, et al. "Compressed sensing reconstruction for magnetic resonance parameter mapping." Magnetic Resonance in Medicine 64.4 2010: 1114-1120
13. Ji, Shihao, David Dunson, and Lawrence Carin. "Multitask compressive sensing." Signal Processing, IEEE Transactions on 57.1. 2009: 92-106.
14. Bilgic, Berkin, Vivek K. Goyal, and Elfar Adalsteinsson. "Multi-contrast reconstruction with Bayesian compressed sensing." Magnetic Resonance in Medicine 66.6 (2011): 1601-1615.
15. Menzel, Marion I., et al. "Accelerated diffusion spectrum imaging in the human brain using compressed sensing." Magnetic Resonance in Medicine 66.5 (2011): 1226-1233.
16. Lustig M., Donoho D., Pauly J.M. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. Magnetic resonance in medicine, 2007:58(6):1182-95
17. Donoho, David L. "Compressed sensing." Information Theory, IEEE Transactions on 52.4 (2006): 1306-1328

CT 영상에서 공간분해능 및 노이즈 개선을 위한 Modified Adaptive Median Filter의 유용성 평가: 시뮬레이션 연구

강성현, 박민지, 이영진*
가천대학교 방사선학과

국문초록

본 연구에서는 전산화단층촬영영상에서 발생되는 노이즈를 제거하기 위해 개선된 적응형 중앙값 필터를 모델링하고 인체를 모사할 수 있는 시뮬레이션 영상들로부터 적용함으로써 그 유용성을 평가하고자 한다. 이를 위해 Gaussian 및 impulse 노이즈가 부가된 Shepp-Logan 및 Female Aduls meSH phantom의 영상을 각각 획득하였다. 이에 대해 제안하는 적응형 중앙값 필터를 적용하였으며 비교 평가를 위해 Gaussian 및 Wiener 필터를 포함하여 기존의 적응형 중앙값 필터를 각각 적용하였다. 또한, 각각의 필터링 기법이 적용된 영상의 노이즈 평가를 위해 coefficient of variation과 contrast to noise ratio를 측정하였으며, 영상의 복원율을 분석하기 위해 유사도 평가 인자인 root mean square error (RMSE) 및 peak signal to noise ratio를 측정하였다. 결과적으로, 두 시뮬레이션 실험으로부터 개선된 적응형 중앙값 필터를 적용하였을 때 모든 평가 인자에서 가장 개선된 결과를 보였다. 결론적으로, 제안하는 MAMF를 전산화단층촬영영상에 적용 시 노이즈를 효과적으로 제거할 수 있음과 동시에 영상의 신호 손실을 개선시킬 수 있음을 증명하였다.

중심단어: 전산화단층촬영영상, 개선된 적응형 중앙값 필터, 노이즈 제거, 시뮬레이션 연구, 정량적 평가

Ⅰ. 서론

전산화단층촬영장치 (computed tomography, 이하 CT)는 피사체를 중심으로 대칭되어 구축된 X-선 tube와 detector가 연속적으로 회전하여 다양한 각도에서 피사체에 투과된 X-선의 감쇠된 에너지와 선량을 분석함으로써 3차원적인 의료영상의 획득이 가능하다[1,2]. 해당 과정을 거쳐 획득한 CT 영상은 환부의 진단, 병변의 위치 및 범위, 그리고 수술 계획 수립 등 다양한 영역에서 활발하게 사용되고 있다[3-5]. 그러나, CT 영상을 획득하는 과정에서 화질을 저하시키고 영상의 정보를 왜곡시키는 다양한 노이즈가 필수적으로 발생한다. CT 영상으로부터 발생되는 노이즈 중 가우시안 노이즈는 장치의 데이터 획득 및 전송과정에서 발생되는 전기적인 잡음에 의해 발생된다(식-1).

$$PDF_G(f) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(f-\mu)^2}{2\sigma^2}} \qquad (식-1)$$

이러한 Gaussian 노이즈는 0의 평균을 갖는 정규분포 (i.e.,가우시안분포)를 따르게 되며, 이에 대한 확률밀도함수는 식-1과 같다[6]. 여기서, f는 영상의 신호강도를 나타내며, μ와 σ는 각각 신호의 평균 및 표준편차를 의미한다. 반면 impulse 노이즈는 검출기간의 간섭 및 장치의 고온 등에 의해 발생되며, Gaussian noise와 반대로 획득한 CT 영상의 신호강도와 무관하게 독립적이고 무작위의 위치에서 발생된다. Impulse 노이즈로 널리 알려진 salt & pepper의 수식은 (식-2)와 같다[7].

$$g_{sp} = \begin{cases} zero\ \mathrm{or}\ peak - signal\ with\ probability\ (p) \\ f\ with\ probability\ (1-p) \end{cases} \qquad (식-2)$$

여기서, g는 노이즈로 인해 손상되는 신호를, p는 impulse 노이즈의 발생 확률을 의미한다. impulse 노이즈는 (식-2)와 같이 영상신호의 최저신호 및 최대신호값에 해당하는 픽셀값을 부여하는 salt & pepper 유형을 포함하여 무작위 신호값을 영상에 부여함으로써 영상의 정보를 왜곡하는 인자로 작용한다.

위 언급된 바와 같이 CT 영상을 획득하는 과정에서 다양한 노이즈가 발생하게 되며, 이를 해결하기 위한 다양한 알고리즘들이 제시되었다. 이들 중 Gaussian 필터 및 Wiener 필터 등 공간도메인 기반의 지역적 필터링 기법은 간단한 수식과 최소한의 매개변수 설정을 기반으로 사용이 간편

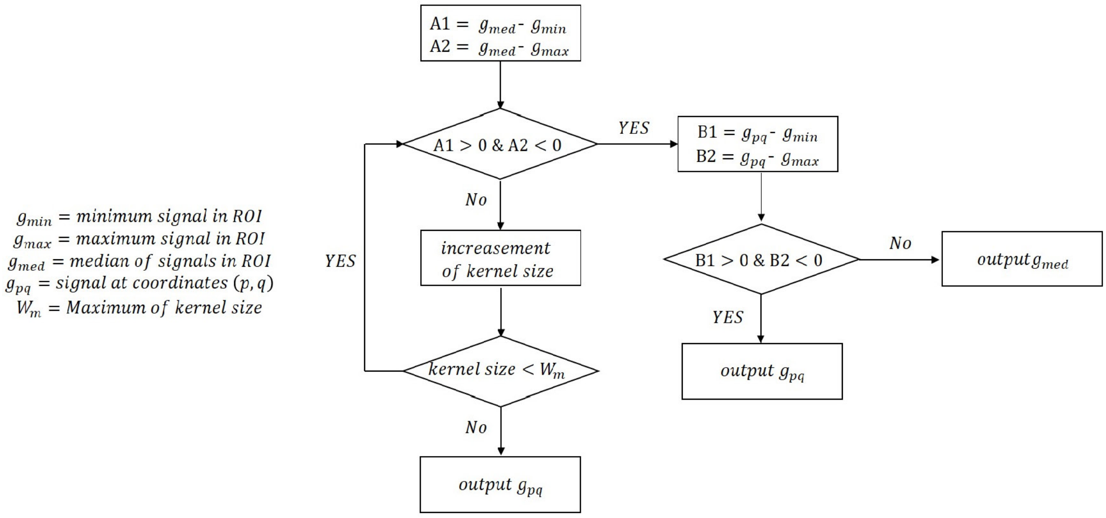


Fig. 1. Illustration of the algorithm for adaptive median filter.

하고 빠른 연산처리가 가능하다는 장점을 기반으로 짧은 스캔시간을 통해 영상을 획득하는 CT 영상에 활발하게 적용되어 왔다[8,9]. 하지만, 공간 도메인 기반의 지역적 필터링기법은 노이즈를 제거하는 과정에서 영상에 내포된 고주파 신호를 손실시킴으로써 화질을 저하시키고 흐림현상 등으로 인한 다른 인공물을 발생시켜 정보를 훼손시키는 문제점이 대두되었다[10-12]. 이로 인해 정해진 알고리즘을 통해 신호와 노이즈를 파악하고 노이즈만을 선택적으로 제거할 수 있는 적응형 중앙값 필터 (adaptive median filter, 이하 AMF)가 제시되었다[13].

Fig 1과 같은 과정을 통해 AMF는 impulse 노이즈에 대해 선택적으로 노이즈를 판단하여 해당 픽셀값만을 중앙값으로 대체하기 때문에 영상의 신호손실을 방지하여 정보의 왜곡 및 흐림현상을 최소화할 수 있다[14,15]. 그러나, Gaussian 노이즈와 같이 비교적 작은 신호 변동의 경우 노이즈에 대한 판단이 어렵기 때문에 노이즈 제거 효과가 매우 미미하다. 따라서, 본 연구에서는 신호손실을 방지할 수 있는 AMF를 기반으로 노이즈 제거 효과가 뛰어난 기존의 지역적 필터링 기법을 결합한 개선된 적응형 중앙값 필터(modified adaptive median filter, 이하 MAMF)를 모델링하고 이에 대한 유용성을 정량적으로 평가해보고자 한다.

Ⅱ. 재료 및 방법

1. 개선된 적응형 중앙값 필터 모델링

제안하는 MAMF의 목표는 우선적으로 AMF를 적용하여 Gaussian 노이즈와 impulse 노이즈를 분리 및 제거한 후 획득한 영상을 기반으로 각각의 가중치가 적용된 분산값을 기준으로 하여 상황에 따른 지역적 필터링 기법을 적용함에 있다. 우선적으로 기준치 이하의 분산값을 갖는 경우 해당 영역은 노이즈가 충분히 제거된 영역이라 판단하여 기존의 픽셀값을 적용한다. 하지만, 기준치 이상의 분산값을 갖는 영역의 경우 분포하고 있는 Gaussian 노이즈를 기준으로 2차적인 기준치를 적용하게 된다. 일정 영역의 분산값이 해당 기준치 이내로 측정된 영역의 경우 Gaussian 노이즈에 효과적인 것으로 알려져 있는 Wiener 필터가 적용되며 (식-3), impulse 노이즈의 잔류 및 큰 분산값을 갖는 Gaussian 노이즈 등으로 인해 보다 큰 폭의 분산값을 갖는 경우 이에 적합한 median 필터를 적용한다 (식-4).

$$g_{med}(p,q) \leftarrow median\{f(p+i, q+j) | (i,j) \in R\} \quad \text{(식-3)}$$

$$g_{wie} = \mu + \frac{\sigma^2 - \nu^2}{\sigma^2}[f(p,q) - \mu] \quad \text{(식-4)}$$

여기서, i 및 j는 설정된 kernel size를 의미하며

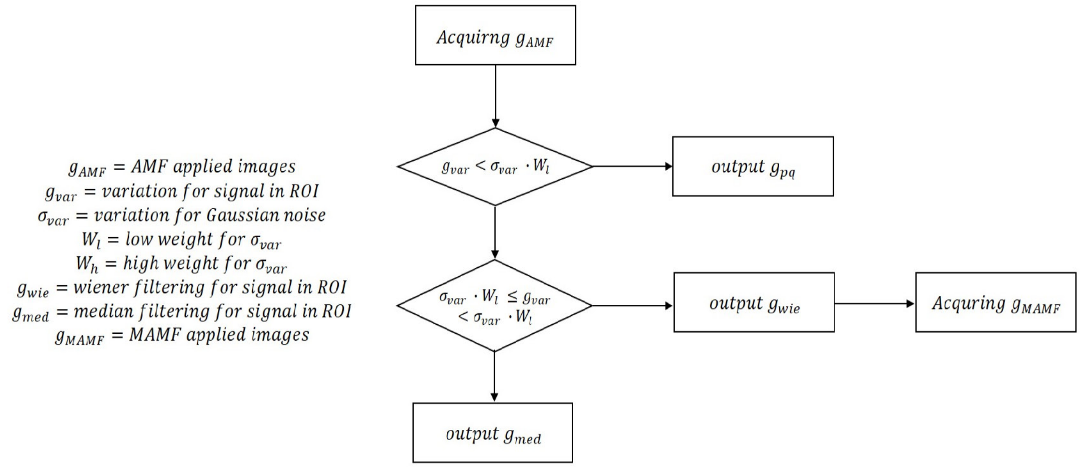


Fig. 2. Illustration of the algorithm for modified adaptive median filter (MAMF).

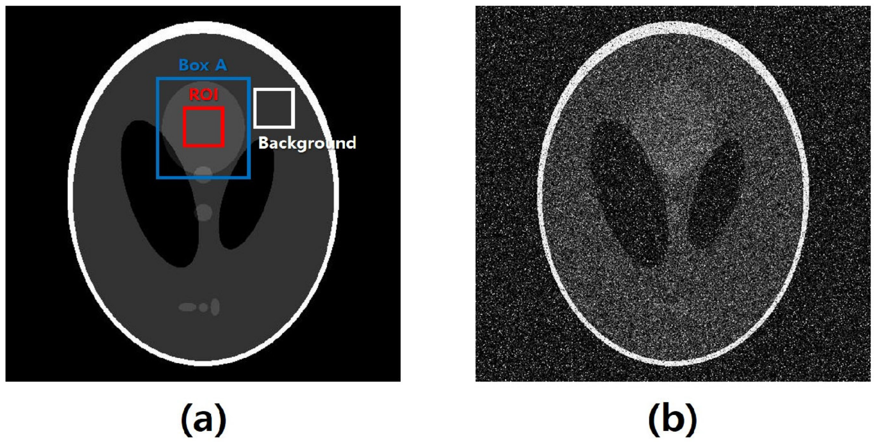


Fig. 3. (a) Noise free with ROI and background for quantitative evaluation and (b) Gaussian and impulse noise added image using Shepp-Logan phantom.

R은 이동 영역을 의미한다. 또한, μ와 σ는 kernel size내의 픽셀값들에 대한 평균과 표준편차를, ν는 노이즈의 표준편차값을 의미한다. 위 언급된 내용들을 바탕으로 최종적으로 MATLAB 프로그램 (ver. 2019a)을 이용하여 MAMF를 모델링하였다. Fig.2는 MAMF의 적용 과정에 대한 모식도이다.

2. 시뮬레이션 영상 모델링

1) Shepp-Logan phantom 영상 모델링

모델링된 MAMF를 적용하기 위해 0.05의 분산값을 갖는 Gaussian 노이즈 및 0.05의 밀도를 갖는 impulse 노이즈를 통해 생성된 복합적 노이즈 모델이 적용된 512 × 512 크기의 Shepp-Logan phantom 영상을 획득하였다. 또한 정량적 평가를 위해 Fig. 3과 같이 관심영역 (region of interest, 이하 ROI) 및 배경영역 (background)을 설정하였다.

2) Female Adult meSH phantom 영상 모델링

Female Adult meSH (FASH) phantom은 국제 방사선 방호 위원회(international commission on radiological protection)의 report 89의 권장 사항에 따라 인체의 장기 및 조직을 시뮬레이션하기 위해 모델링되었다[16]. FASH phantom의 CT 영상을 획득하기 위해 Geant4 application for tomographic emission 프로그램을 이용하였으며, 이후 0.02의 분산값을 갖는 Gaussian 노이

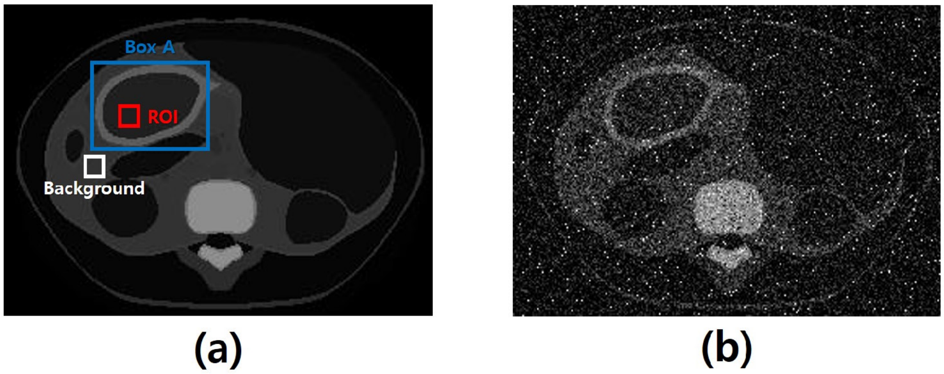


Fig. 4. (a) Noise free with ROI and background for quantitative evaluation and (b) Gaussian and impulse noise added image using FASH phantom.

즈 및 0.02의 밀도를 갖는 impulse 노이즈를 통해 생성된 복합적 노이즈 모델이 적용된 260 × 180 크기의 영상을 획득하였다. 또한 정량적 평가를 위해 Fig. 4와 같이 ROI 및 background를 설정하였다.

3. 정량적 평가 인자

1) 노이즈 평가 인자

Shepp-Logan phantom 및 FASH phantom 영상으로부터 MAMF를 적용한 후 획득한 영상의 노이즈에 대한 특성을 정량적으로 평가하기 위해 coefficient of variation (이하 COV) 및 contrast to noise ratio (이하 CNR)을 측정하였다 (식-5, 6).

$$COV = \frac{\sigma_R}{\mu_R} \quad \text{(식-5)}$$

$$CNR = \frac{|\mu_R - \mu_B|}{\sqrt{\sigma_R^2 + \sigma_B^2}} \quad \text{(식-6)}$$

여기서, μ_R 및 μ_B은 각각 ROI 및 background의 평균 신호값을, σ_R 및 σ_B은 각각 ROI 및 background의 표준편차값을 의미한다.

2) 유사도 평가 인자

노이즈를 제거하는 과정에서 손실된 영상정보에 대한 분석을 위해 영상복원율을 평가할 수 있는 유사도 평가 인자인 root mean square error (이하 RMSE) 및 peak signal to noise ratio (이하 PSNR)을 측정하였다 (식-7, 8).

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N}(f_i - g_i)^2}{N}} \quad \text{(식-7)}$$

$$PSNR = 10\log_{10}\left(\frac{S_{peak}^2}{\mathrm{RMSE}^2}\right) \quad \text{(식-8)}$$

여기서, f_i 및 g_i는 각각 기준 영상 (i.e., ground truth) 및 비교 영상을, N은 영상의 픽셀 개수를, 그리고 S_{peak}^2 는 영상의 최대 신호강도를 의미한다.

Ⅲ. 결과

1. Shepp-Logan phantom 영상을 이용한 결과

Gaussian 노이즈 및 impulse 노이즈 기반의 복합적 노이즈 모델이 적용된 Shepp-Logan phantom 영상으로부터 MAMF를 적용하였다. 또한, MAMF의 유용성을 평가하기 위해 기존의 공간 도메인 기반 지역적 필터링 기법인 Gaussian 필터, AMF, 그리고 Wiener 필터를 각각 적용하여 정량적으로 비교 평가를 진행하였다. Fig. 5는 복합적 노이즈가 모델링된 Shepp-Logan phantom 영상으로부터 각각의 필터링 기법이 적용된 결과로부터 Fig. 3(a)에 표시된 Box A 영역을 확대한 그림이다.
Fig. 5와 같이 획득한 영상을 기반으로 노이즈에 대한 정량적 평가 인자를 측정하였다. COV 측정

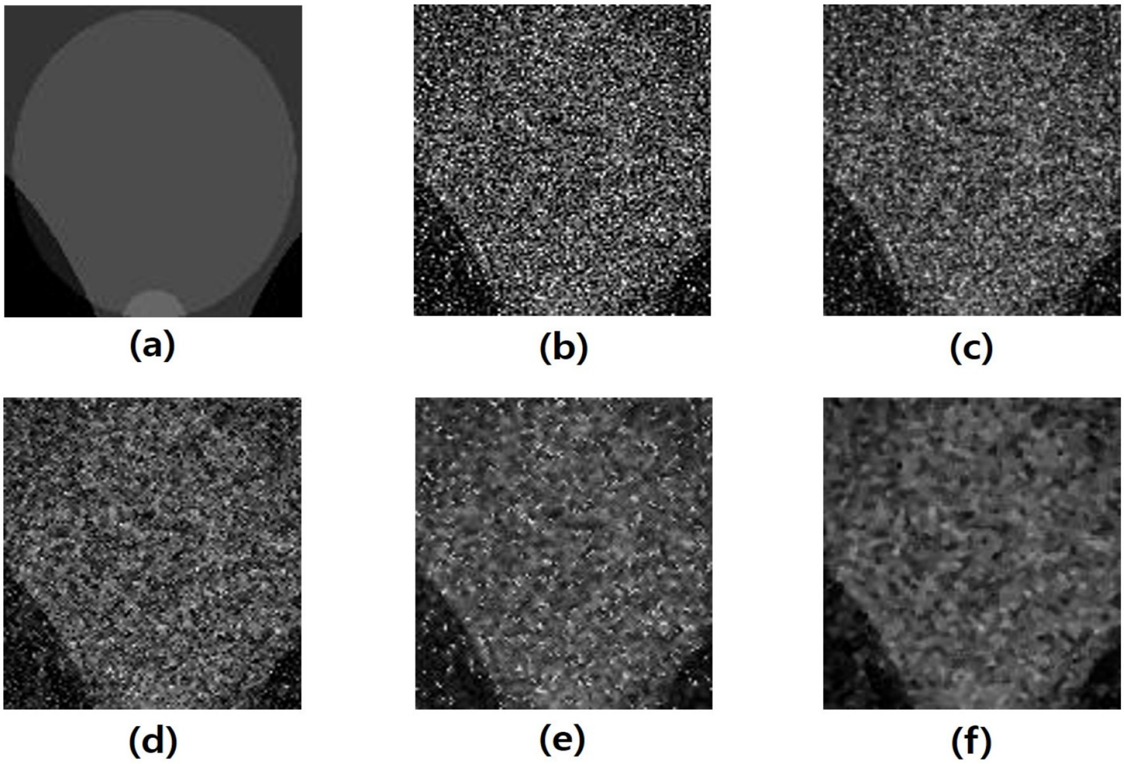


Fig. 5. Filtered images with various filtering technique based on Shepp-Logan phantom with complex noise model: (a) Original, (b) Noisy, (c) Gaussian, (d) AMF, (e) Wiener filter, and (f) MAMF.

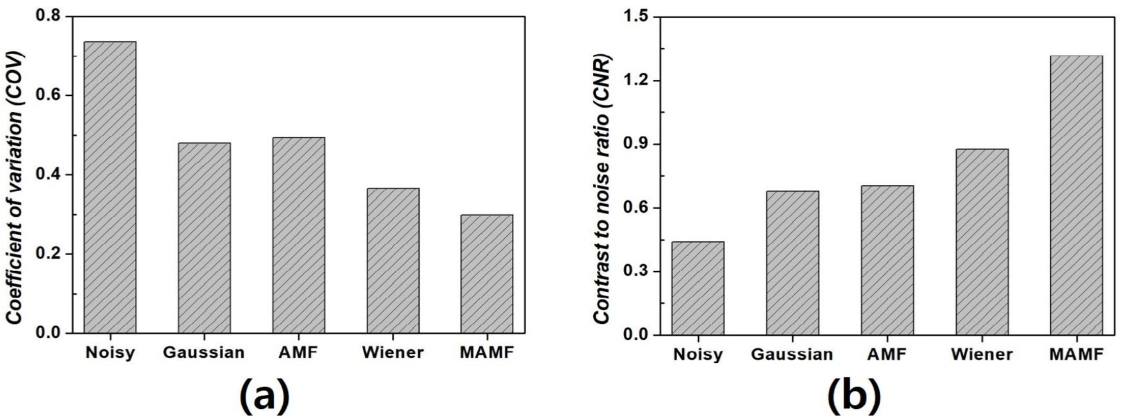


Fig. 6. Results of the coefficient of variation (COV) and contrast to noise ratio (CNR) for filtered Shepp-Logan phantom images.

결과 noisy, AMF, Gaussian 필터, Wiener 필터, 그리고 MAMF를 적용한 영상 순으로 개선된 결과를 보였다. 특히, MAMF를 적용한 영상과 noisy 영상과 비교 시 약 2.46배 향상됨을 확인하였다. 또한, CNR을 측정할 결과 noisy, Gaussian 필터, AMF, Wiener 필터, 그리고 MAMF 순으로 개선된 결과를 보였다. MAMF를 적용한 영상과 noisy 영상과 비교 시 약 2.98배 향상됨을 확인하였다. Fig. 6은 COV 및 CNR을 측정한 결과를 그래프로 나타낸 그림이다.

또한, 필터링 기법을 적용함으로써 손실된 영상의 신호를 분석하기 위해 ground truth (Fig. 3(a)) 영상과의 유사도 평가를 진행하였다. 측정된 RMSE는 MAMF를 적용한 영상에서 가장 개선된 결과를

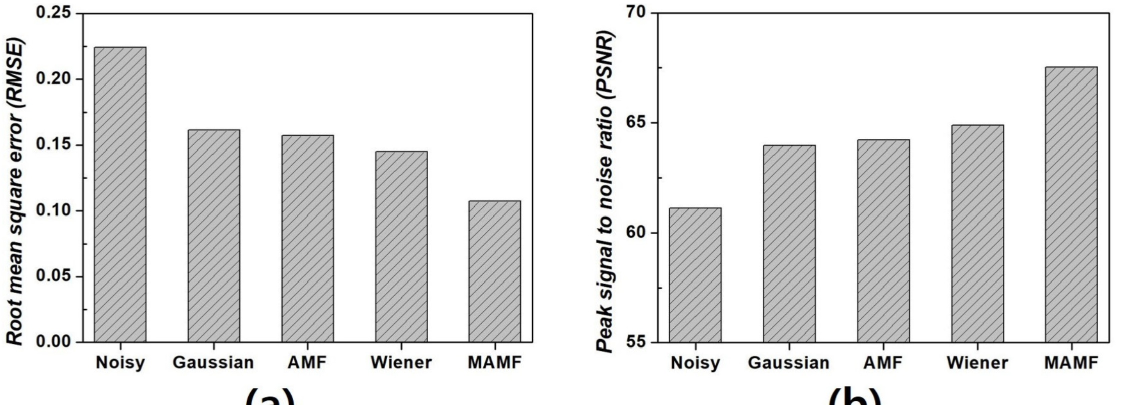


Fig. 7. Results of the root mean square error (RMSE) and peak signal to noise ratio (PSNR) for filtered Shepp-Logan phantom images.

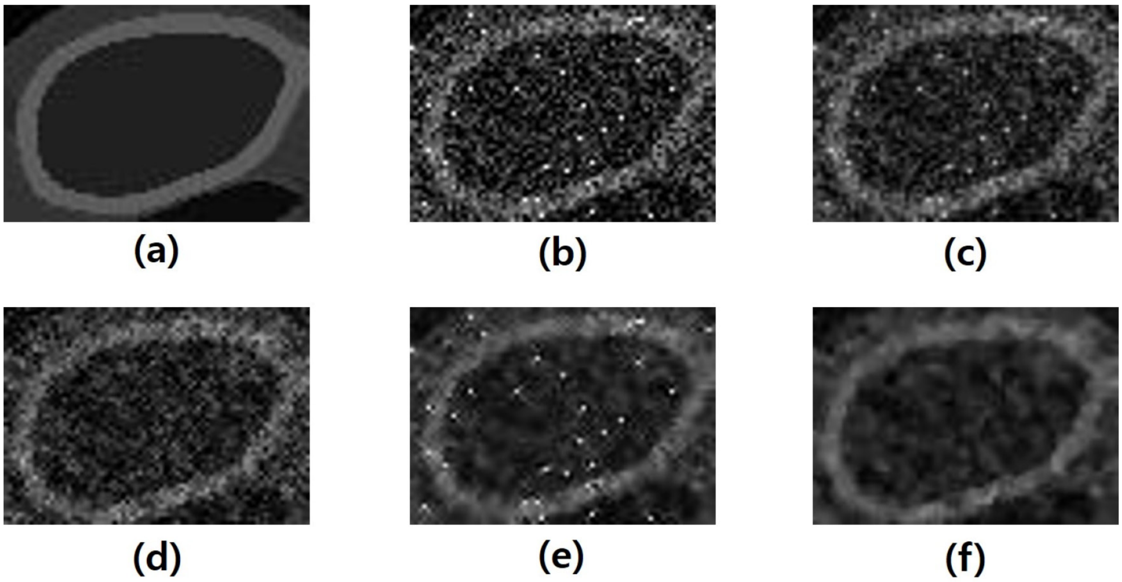


Fig. 8. Filtered images with various filtering technique based on FASH phantom with complex noise model: (a) Original, (b) Noisy, (c) Gaussian, (d) AMF, (e) Wiener filter, and (f) MAMF.

보였으며, noisy, Gaussian 필터, AMF, 그리고 Wiener 필터를 적용한 영상과 비교 시 각각 약 2.09, 1.50, 1.46, 그리고 1.35배 향상됨을 보였다. PSNR을 측정한 결과 RMSE와 마찬가리도 MAMF를 적용한 영상에서 가장 개선된 결과를 보였으며, noisy, Gaussian 필터, AMF, 그리고 Wiener 필터를 적용한 영상과 비교 시 각각 약 1.10, 1.06, 1.05, 그리고 1.04배 향상됨이 확인되었다. Fig. 7은 RMSE 및 PSNR을 측정한 결과를 그래프로 나타낸 그림이다.

2. Female Adult meSH phantom 영상을 이용한 결과

실제 인체의 장기 및 뼈를 모사할 수 있는 FASH 영상으로부터 복합적 노이즈 모델을 적용한 후 MAMF를 포함한 비교 평가를 위한 각각의 공간 도메인 기반 지역적 필터링 기법들을 적용하였다. Fig. 8은 복합적 노이즈가 모델링된 FASH phantom 영상으로부터 각각의 필터링 기법이 적용된 결과로부터 Fig. 4(a)에 표시된 Box A 영역을 확대한 그림이다.

Fig. 8와 같이 획득한 영상을 기반으로 노이즈에 대한 정량적 평가 인자를 측정하였다. COV 측정

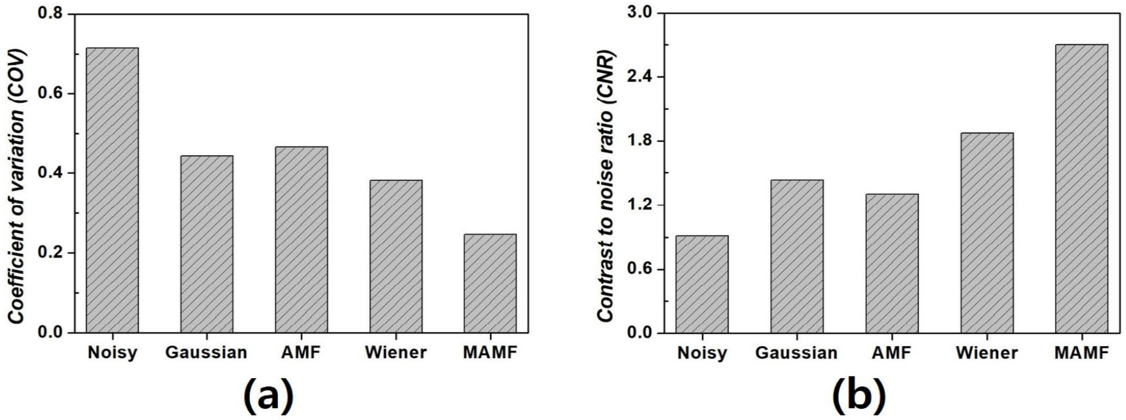


Fig. 9. Results of the coefficient of variation (COV) and contrast to noise ratio (CNR) for filtered FASH phantom images.

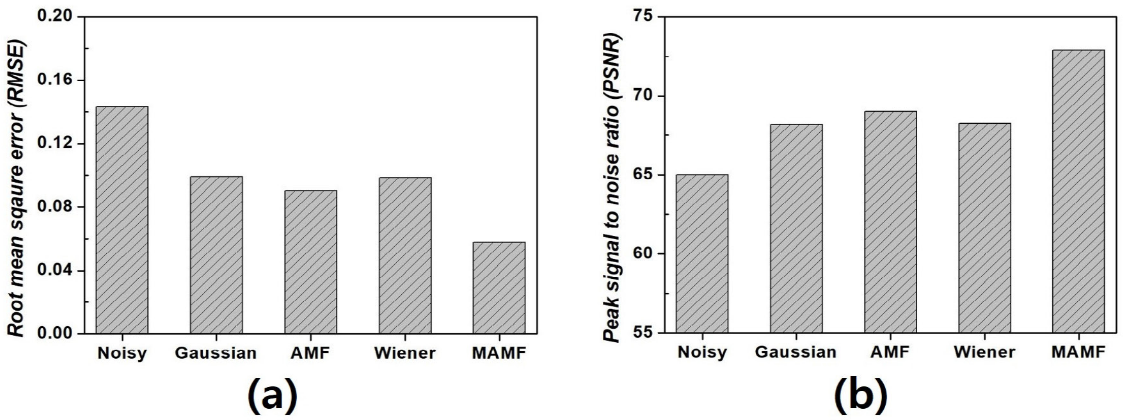


Fig. 10. Results of the root mean square error (RMSE) and peak signal to noise ratio (PSNR) for filtered FASH phantom images.

결과 Shepp-Logan phantom 실험과 마찬가지로 noisy, AMF, Gaussian 필터, Wiener 필터, 그리고 MAMF를 적용한 영상 순으로 개선된 결과를 보였다. 특히, MAMF를 적용한 영상과 noisy 영상과 비교 시 약 2.89배 향상됨을 확인하였다. 또한, CNR을 측정할 결과 noisy, Gaussian 필터, AMF, Wiener 필터, 그리고 MAMF 순으로 개선된 결과를 보였다. MAMF를 적용한 영상과 noisy 영상과 비교 시 약 2.96배 향상됨을 확인하였다. Fig. 9은 COV 및 CNR을 측정한 결과를 그래프로 나타낸 그림이다.

또한, 필터링 기법을 적용함으로써 손실된 영상의 신호를 분석하기 위해 ground truth (Fig. 4(a)) 영상과의 유사도 평가를 진행하였다. 측정된 RMSE는 MAMF를 적용한 영상에서 가장 개선된 결과를 보였으며, noisy, Gaussian 필터, AMF, 그리고 Wiener 필터를 적용한 영상과 비교 시 각각 약 2.47, 1.72, 1.56 그리고 1.71배 향상됨을 보였다. PSNR을 측정한 결과 RMSE와 마찬가리도 MAMF를 적용한 영상에서 가장 개선된 결과를 보였으며, noisy, Gaussian 필터, AMF, 그리고 Wiener 필터를 적용한 영상과 비교 시 각각 약 1.12, 1.07, 1.06, 그리고 1.07배 향상됨이 확인되었다. Fig. 10은 RMSE 및 PSNR을 측정한 결과를 그래프로 나타낸 그림이다.

Ⅳ. 고찰

최근 임상영역에서 CT를 통해 획득된 의료영상은 빠른 영상획득 속도 및 인체의 3차원적 단면 묘사가 가능하다는 장점을 기반으로 진단, 수술 계획 수립 및 환자의 상태이상유무 등을 파악하기 위해 사용되고 있다. 하지만 검출기로부터 수신된 신호

의 분석, 영상의 송수신, 그리고 장비의 노후화 등 다양한 원인에 의해 노이즈가 필수적으로 발생하게 된다. 노이즈에 대한 문제를 하드웨어적 관점에서 해결하고자 다양한 연구 및 방법들이 제시되었으나, 비효율적인 개발시간 및 경제성 등으로 인해 빠른 발전이 이루어지지 않고 있는 실정이다 [17]. 또한, 관전류 및 조사시간 등 촬영조건을 높여 영상을 획득하는 방법이 제안되었으나, 이는 환자가 부담해야하는 피폭선량을 증가시키기 때문에 최근에는 고려되고 있지 않은 방법이다 [18,19]. 이러한 한계점을 해결하기 위해 노이즈 필터링 및 화질 개선 알고리즘 등 다양한 소프트웨어적 방법이 제시되었다. 특히, 최근 비지역적 평균 알고리즘, Wavelet 변환 알고리즘을 비롯하여 딥 러닝 기반의 영상복원 알고리즘 등 최신기술들이 적용된 다양한 기법들이 연구되고 있다 [20-22]. 하지만, 위 언급된 기법들 중 비지역적 평균 알고리즘과 Wavelet 변환 알고리즘의 경우 복잡한 수식 및 알고리즘으로 인해 느린 연산처리 속도를 보이며 복잡하고 다양한 매개변수들을 설정해야 하기 때문에 일반적인 사용자들은 다양하게 발생되는 상황 및 목적에 다른 즉각적인 최적화가 어려운 실정이다[23,24]. 또한, 딥 러닝 알고리즘의 경우 트레이닝을 위한 다량의 데이터가 필수적으로 요구되나, 이는 일반적인 방법으로 취급하기 어려울 뿐만 아니라 환자데이터를 직접적으로 사용하는 경우 윤리적 문제에 봉착할 수 있다. 반면, 공간도메인 기반의 지역적 필터링 기법들의 경우 수식이 매우 간단하여 매개변수 또한 매우 적기 때문에 상황에 따른 즉각적인 적용 및 응용이 가능하다. 또한, 빠른 영상처리 속도를 기반으로 짧은 시간동안 다량의 절편영상을 획득하는 CT에 적용하기 매우 유용한 기법이다. 그러나, 공간도메인 기반의 지역적 필터링 기법은 노이즈를 제거하는 과정에서 과도한 평활화로 인해 영상의 신호가 손실되어 분해능 등 전반적으로 화질이 저하될 가능성이 있으며, 다양한 종류의 노이즈가 발생할 경우 단일적인 필터링 기법의 적용은 적합하지 않다. 따라서, 본 연구에서는 impulse 노이즈에 특화된 AMF 기법을 기반으로 Gaussian 노이즈에 효과적으로 적용이 가능한 기존의 지역적 필터링 기법들을 결합한 MAMF를 모델링하고 정량적 평가를 통해 그 효율성을 증명하고자 하였다. 이를 위해 인체의 뇌에 해당하는 부위에 대한 의료영상을 모사할 수 있는 Shepp-Logan phantom과 보다 정확하게 인체의 장기 및 뼈를 모사할 수 있는 FASH phantom을 이용하여 MAMF와 기존의 공간도메인 기반의 지역적 필터링 기법들을 각각 적용하여 비교평가를 진행하였다.

결과적으로, Fig. 5 및 Fig. 8과 같이 일반적인 공간도메인 기반의 지역적 필터링 기법은 impulse 노이즈를 충분히 제거하지 못하였음을 육안적으로 확인할 수 있다. 기존의 AMF의 경우 impulse 노이즈는 효과적으로 해결하였지만 (Fig. 5(d), Fig. 8(d)) 노이즈 관련 평가 인자를 측정한 Fig. 6과 Fig. 9에 제시된 그래프에서 보이는바와 같이 Gaussian 필터와 유사한 결과를 보였으며, 특히 Wiener 필터를 적용한 영상과 비교하여 보다 저하된 결과를 보였다. 이는 기존의 AMF는 Gaussian 노이즈를 제거하는데 비효율적임을 의미한다. 이러한 현상으로 인해 전반적인 영상의 복원율을 나타내는 ground truth 영상과의 유사도 평가 역시 노이즈 평가 인자 결과와 유사한 결과를 보였다 (Fig. 6, Fig. 9). 반면 제안된 MAMF는 모든평가 지표에서 가장 개선된 결과를 보였으며, Fig. 5 및 Fig. 8을 통해 육안적으로도 개선된 정도를 확인할 수 있다.

그러나, 본 연구에서 진행된 시뮬레이션 실험은 제안된 MAMF에 적용되는 매개변수들에 대해 다양한 상황과 목적에 따른 최적화를 진행하는데 한계가 있었으며, 또한 실제 CT 영상으로부터의 적용에 대한 실험은 진행하지 못해 실질적인 유용성에 대한 정확한 평가가 어렵다. 추후 언급된 문제점들에 대한 실험을 추가적으로 진행함으로써 MAMF의 노이즈 제거 효율을 보다 개선시키고 나아가 실제 임상영역에서의 적용 가능성을 평가해 보고자 한다.

V. 결론

CT 영상에서 필수적으로 발생되는 노이즈 문제를 해결하기 위해 MAMF를 제안하였으며, 이에 대한 유용성을 평가하기 위해 노이즈 및 유사도 평가 인자들을 측정함으로써 이를 정량적으로 분석하였다. 결과적으로, 기존의 필터링 기법들과 비교하

여 노이즈 및 유사도 평가 인자 모두 가장 개선된 결과를 도출하였다. 결론적으로, 제안하는 MAMF는 노이즈를 효과적으로 제거할 수 있음과 동시에 영상의 신호 손실을 개선시킬 수 있음을 증명하였다.

참고문헌

1. Rit S, Clackdoyle R, Keuschnigg P, et al. Filtered-backprojection reconstruction for a cone-beam computed tomography scanner with independent source and detector rotations. Medical Physics 2016;43(5):2344-2352.
2. Ferrucci M, Ametova E, Carmignato S, et al. Evaluating the effects of detector angular misalignments on simulated computed tomography data. Precision Engineering 2016;45:230-241.
3. Zhang K, Liu X, Shen J, et al. Clinically applicable AI system for accurate diagnosis, quantitative measurements, and prognosis of COVID-19 pneumonia using computed tomography. Cell 2020;181(6):1423-1433.
4. Hillengass J, Moulopoulos L, Delorme S, et al. Whole-body computed tomography versus conventional skeletal survey in patients with multiple myeloma: a study of the International Myeloma Working Group. Blood cancer 2017;7(8):e599-e599.
5. Inoue D, Kabata T, Maeda T, et al. Value of computed tomography-based three-dimensional surgical preoperative planning software in total hip arthroplasty with developmental dysplasia of the hip. Journal of Orthopaedic Science 2015;20(2):340-346.
6. Ravishankar A, Anusha S, Akshatha H, et al. A survey on noise reduction techniques in medical images. In 2017 International conference of Electronics, Communication and Aerospace Technology (ICECA) 2017;1:385-389.
7. Madhura J, Babu D. An effective hybrid filter for the removal of Gaussian-impulsive noise in computed tomography images. In 2017 International Conference on Advances in Computing, Communications and Informatics (ICACCI) 2017;1815-1820.
8. Pinter P, Dietrich S, Bertram B, et al. Comparison and error estimation of 3D fibre orientation analysis of computed tomography image data for fibre reinforced composites. NDT & E International 2018;95:26-35.
9. Hussien M, Saripan M. Computed tomography soft tissue restoration using Wiener filter. In 2010 IEEE Student Conference on Research and Development (SCOReD) 2010;415-420.
10. Acharya A, Meher S. Iterative spatial domain 2-D signal decomposition for effectual image up-scaling. Multimedia Tools and Applications 2021;80(4):5577-5616.
11. Gopalan B, Chilambuchelvan A, Vijayan S, et al. Performance improvement of average based spatial filters through multilevel preprocessing using wavelets. IEEE Signal Processing Letters 2015;22(10):1698-1702.
12. Jindal K, Gupta K, Jain M, et al. Bio-medical image enhancement based on spatial domain technique. In 2014 International Conference on Advances in Engineering & Technology Research (ICAETR-2014) 2014;1-5.
13. Hwang H, Haddad R. Adaptive median filters: new algorithms and results. IEEE Transactions on image processing 1995;4(4):499-502.
14. Chang C, Hsiao J, Hsieh C. An adaptive median filter for image denoising. In 2008 Second International Symposium on Intelligent Information Technology

Application 2008;2:346–350.
15. Meher S, Singhawat B. An improved recursive and adaptive median filter for high density impulse noise. AEU-International Journal of Electronics and Communications 2014;68(12):1173–1179.
16. Cassola V, Lima V, Kramer R, et al. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I. Development of the anatomy. Physics in Medicine & Biology 2009;55(1):133.
17. Attenberger U, Morelli J, Budjan J, et al. Fifty years of technological innovation: potential and limitations of current technologies in abdominal magnetic resonance imaging and computed tomography. Investigative radiology 2015;50(9):584–593.
18. Kobler E, Muckley M, Chen B, et al. Variational deep learning for low-dose computed tomography. In 2018 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP) 2018;6687–6691.
19. Ma J, Huang J, Feng Q, et al. Low-dose computed tomography image restoration using previous normal-dose scan. Medical physics 2011;38(10):5713–5731.
20. Kim B, Kang S, Park C, et al. Noise Level and Similarity Analysis for Computed Tomographic Thoracic Image with Fast Non-Local Means Denoising Algorithm. Applied Sciences 2020;10(21):7455.
21. Luo P, Qu X, Qing X, et al. CT image denoising using double density dual tree complex wavelet with modified thresholding. In: 2018 2nd International Conference on Data Science and Business Analytics (ICDSBA) 2018;287–290.
22. Gholizadeh-Ansari M, Alirezaie J, Babyn P, et al. Deep learning for low-dose CT denoising using perceptual loss and edge detection layer. Journal of digital imaging 2019;1–9.
23. Choi D, Kang S, Park C, et al. Simulation and experimental study of median modified Wiener filter noise reduction algorithm for T2-weighted brain image in magnetic resonance imaging. Journal of Magnetics 2021;26:50–59.
24. Huang X, Li S, Gao S. Exploring an optimal wavelet-based filter for cryo-ET imaging. Scientific reports 2018;8(1):1–9.

The Consideration of Radiological Technologist's Perception about Artificial Intelligence Radiology Imaging

Sangjin Kim, Vilmor Villarias, Raffy Del Castillo
Department of Radiology, Sheikh Khalifa Specialty Hospital, United Arab Emirates

Abstract

Purpose : The purpose of this study was to investigate the radiological technologist's perception regarding AI(Artificial Intelligence) radiology imaging application in the 3 medical institutions.

Materials and Methods : This study was performed using electro-questionnaire for 175 radiological technologists who work in 3 national sheikh khalifa hospitals in the United Arab Emirates from October to December 2020. Questions in scales are rated on a two-point Likert scale(1.Yes, 2.No). The questionnaire consisted of 13 items covering the learning, the experience, the effectiveness and the like. Demographic data collected on the participants included age, gender, length of service, nationality. Demographic data is summarized by frequency and percentage.

Results : The responses to the questions related to the AI radiology imaging on a questionnaire basis showed that 105 (60%) of the participants considered that AI radiology will affect the job change with dramatic. 143 (81%) of the participants considered that the modality of CT and MRI imagings will be affected. Most of the participants have never learned about AI radiology in the university.

Conclusion : The perception of AI radiology imaging among the radiological technologists is a significant lack of knowledge about AI radiology imaging. The awareness of AI radiology imaging system should be enhanced for the prepare of the advanced radiology in the near future.

Key words : AI(Artificial Intelligence) radiology imaging

미추홀 학술지 투고규정

2017. 4. 10

1. 투고 자격

본 학술지의 투고는 제 1저자와 교신저자가 (사)대한방사선사 인천광역시 회원인 경우로 한하며, 청탁 기고와 학술위원회가 인정한 경우는 예외로 한다.

2. 게재 범위

방사선학에 관련된 기초 또는 임상 적용의 연구결과로 타 학회지에 동일한 내용으로 게재되지 않은 원저(original article), 종설(review article), 기술보고(technical report), 증례보고(case report) 등으로 한다. 협회의 홍보 및 보고자료 등은 협회장 또는 학술위원장의 요청 시 게재할 수 있다.

3. 원고 제출

원고 작성은 아래한글(HWP)을 원칙으로 하며, 아래한글(HWP)이 불가능한 경우 Microsoft사의 Word를 사용할 수 있다. 원고는 digital file로 제출하여야 한다.

제출 시 논문 제목, 저자의 성명, 소속 및 연락처(전화번호 및 Fax, E-mail 주소), 그리고 교신저자(Corresponding author)의 성명, 소속 및 연락처(전화번호 및 Fax, E-mail 주소)를 포함시켜야 한다.

4. 논문 접수

논문 접수는 접수시간 내로 하며, 접수창구는 학술이사 이메일(rtorange@naver.com)로 접수한다.

제출된 논문은 본 학술지에 투고하기 이전에 공개출판물에 발표하지 않은 것이어야 한다.

5. 논문 심사 및 채택

모든 투고논문의 심사 및 채택여부, 게재 순서는 학술위원회에서 결정하며 학회지 투고규정에 맞지 않는 내용은 수정 보완 또는 일부 삭제를 권유하거나 게재를 보류 또는 거부할 수 있다.

6. 원저 논문의 작성요령

1) 논문의 작성은 한글 또는 영문으로 한다. 한글로 작성 시 의학용어의 번역은 대한의학협회 발간 의학용어지에 수록된 것을 준용한다. 한글 논문인 경우 한자를 병용할 수 있으며, 적절한 번역어가 없는 의학용어, 고유명사, 약품명, 단위 등은 원어를 그대로 사용한다. 단, 번역어가 있으나 그 의미 전달이 명확하지 않은 경우 그 용어가 최초로 사용될 때 번역어 다음의 괄호 속에 원어를 표기하고 그 다음부터는 번역어만 사용한다.
2) 영문 약어의 사용은 최소화하며 최초 사용 시 원어를 풀어서 표기한 다음 괄호 안에 약어를 쓴다. 그리고 기계 및 약품의 경우 괄호 안에 제조회사, 도시 및 국적을 기입한다.
   단위는 SI unit(Gy, Sv등)을 사용하는 것을 원칙으로 한다.
3) 원고작성 시 A4 크기의 용지에 상하 좌우의 여백은 HWP(또는 Word)의 기본 Default 형식에 따르며, 바닥 글 중앙에 첫 페이지부터 순서대로 쪽수를 기록한다.
4) 한글 논문의 작성 순서는 먼저 국문과 영문으로 논문 제목, 저자의 성명 및 소속을 기록한후, 가능한 영문 초록을 작성한다. 그 밑으로 국문 본문을 작성하고, 마지막에 국문 초록을 첨부한다.
5) 영문 초록은 Purpose, Materials and methods, Results, Conclusion, Key word 순으로 기술한다.
   영문 초록은 1,000 단어 이내로 작성하며, 약어 사용이나 참고문헌 인용은 하지 않는다. 그리고 Key Words는 5개 이내로 한다. 또한 아래의 와 같이 저자명의 영문표지는 Full Name으로 표기하고 First Name과 Middle Name 사이에 하이푼(-)을 사용하며, 복수 저자인 경우 저자명 사이에 가운데 점을 삽입하고 소속이 다른 경우 어깨번호 표시를 추가한다.
   (예) Yun-Ho Cho · Sang Yeong Cha* · Ju-Hyeon Ryu**
6) 국문 초록의 경우 가능한 1,000자 이내로 기술하며 제목, 저자의 성명 및 소속, 목적, 대상 및 방법, 결과, 결론의 순으로 작성하며 본문의 마지막 부분에 첨부한다.
7) 본문의 작성 순서는 서론, 대상 및 방법, 결과, 고찰, 결론, 참고문헌의 순으로 한다. 영문사용 시 문단의 첫머리는 대문자를 사용하고 나머지 부분은 고유명사와 약어 등을 제외하고 소문자를 사용한다. 본문 내용은 10 폰트를, 글씨체는 바탕을 사용한다.
8) 본문의 내용에서 순서를 나타내는 숫자의 경우 괄호 없이, 반 괄호, 양 괄호, 동그라미의 순으로 적용하며, 그 이하에서는 알파벳에 동그라미를 입힌 모양을 사용한다.
   (예) 1. CT 장치의 정도관리 방법
   1) 정도관리용 장치 및 기구
   (1) Ionization Chamber
   ① Ionization Chamber의 구성
   ⓐ 표시 모니터
9) 본문 내의 표(Table)와 그림(Figure)은 영문과 아라비아 숫자로 기술하며, 본문에서 인용는 순서대로 번호를 붙인다. 표의 제목은 윗부분의 좌측에, 그림의 제목은 아랫부분의 중앙에 위치시킨다.
   표와 그림의 제목은 명료하게 절 혹은 구의 형태로 기술하며 약어 사용 시 해당표 및 그림의 한단에 풀어서 설명한다. 그림의 경우 동일번호에서 2개 이상의 영상이나 사진인 경우 아라비아 숫자 이후에 괄호를 사용한 알파벳 글자를 기입하여 표시한다. (예) Fig. 1(a), Fig. 1(b)
10) 영어 단어(또는 한글)와 괄호 사이는 붙여쓰기, 수치와 단위 사이는 띄어쓰기를 원칙으로 한다.
   (예) Thermo-luminescence dosimeter(TLD)
   컴퓨터단층촬영(computed tomography, 이하 CT) 24.1 mGy, 7.3 cm
11) 본문 내의 식은 아래의 예와 같이 표기한다.
   (예) Ideal body weight(kg) = (Height(cm) - 100) × 0.9 (식-1)
12) 논문의 제목은 논문의 내용을 간결, 명료하고 함축성 있게 표시해야 하며, 국문 30자 이내, 영문은 30 단어 이내로 한다. 논문 제목이 영문이거나 영문을 포함하게 있는 경우 각 단어의 첫 스펠링은 대문자를 사용하고 14 폰트의 굵은 고딕체를 사용한다.
13) 서론 부분에서는 간결하고도 명료하게 연구 목적을 제시하며 배경은 논문의 목적과 연관이 있는 내용만 포함한다.

14) 대상 및 방법은 연구의 목적을 달성하기 위하여 무엇을 어떻게 시행하였는지를 구체적으로 기술한다. 즉, 수집된 데이터의 종류와 수집 및 분석 방법 등에 관하여 기술하며, 실험방법이 주안점인 경우 독자가 과정을 쉽게 이해하고 과정을 재현할 수 있도록 구체적이고 충실하게 서술한다.
15) 결과에서는 대상 및 방법에서 관찰하고 분석한 연구결과를 명료하고 논리적으로 나열한다. 실험인 경우 실측치의 변동이 많은 결과가 발생되면 통계처리를 원칙으로 한다.
Table을 사용할 경우 본문에 Table의 내용을 중복 기술할 필요는 없으나 주요한 경향 및 강조사항, 요점은 재 기술할 수 있다.
16) 고찰 부분에서는 연구결과에 대한 고찰 및 이에 연관된 다른 자료와 비교하여 연관 해석한다. 새롭고 중요한 관찰을 강조하며, 결과의 내용을 중복 기술하지 않는다. 관찰된 소견의 학술적 의미 및 제약점을 기술한다.
17) 결론에서는 연구결과의 내용이 허용하는 범위 내에서 도출된 사항을 요약하되, 이는 본 연구의 목적에 부합되는 내용이어야 한다.
18) 참고문헌은 본문에서 반드시 인용된 것에 한하며, 새 페이지에 인용된 순서대로 아라비아숫자 번호와 함께 기록한다. 공저자가 많을 경우 3명까지 기재하고 한글인 경우 등, 영어인경우 et al을 첨가한다. 참고문헌의 표기는 다음의 예에 따르며 본문에는 반 괄호의 어깨번호(윗첨자)를 기재한다. 이때 어깨번호가 문미에 위치될 경우 마침표나 쉼표 앞에 표기한다. 참고문헌 작성순서는 일반적으로 저자명, 논문 제목, 잡지나 책명, 발행년도, 인용 페이지 순으로 한다.

참고문헌 표기의 예

1. 정기학술지의 논문을 인용했을 경우
저자명. 제목. 학술지명 발행년도권수(호수): 페이지수-페이지수 순으로 표기한다.
(예) 1. 조윤호, 차상영, 류주현 등. 특수의료장비에 관한 정도관리의 이론과 실제. 대한전산화 단층기술학회지 2003;5(2):53-59.
2. Bush WH, Swanson P, Kweon DC, et al. Acute reaction to intravascular contrast media:type, risk pactors, recognition, and specific treatment. Am J Rontgenol(또는 AJR) 2007;151:1132-1139.
2. 단행본을 인용했을 경우
저자명. 서명 및 판차. 출판지. 출판사명 발행년도:페이지수-페이지수 순으로 표기한다.
(예) 3. 김문찬. 최신 CT영상기술학, 이론 및 QC편. 청구문화사 2007:411-435. 4. Eisen HN. Immunology. An introduction to molecular and cellular principle of the immune response, 5th ed. New York. Harper and Row publishing company 2007:312-339.
3. 단행본에서 하나의 Chapter를 인용했을 경우
저자명. Chapter명. 다음에 In:을 사용하여 편집인명. 서명 및 판차. 출판사명 발행년도:페이지수-페이지수 순으로 표기한다.
(예) 8. Ashok K, Thames RC. Altered fractionation oncologic schedule. In:Perez CA, Brady LW, Christoph Suess, et al. Principles and practice of radiation oncology, 2nd ed. Philadelphia Lippincott Co. 2006:85-99.

7. 원저 이외의 원고

1) 종설은 특정 제목에 초점을 맞춘 고찰로서 편집위원회에서 위촉하여 게재함을 원칙으로 한다.
2) 증례보고는 원저 논문 작성요령에 준하며 가능한 간결, 명료하게 작성하며, 대상 및 방법을 대신하여 증례보고를 기술하고 결론 항목은 따로 기술하지 않는다.

초록 작성법

1. 초록 작성은 반드시 초록 양식에 의거하여야 한다.

2. 작성요령

논문제목, 저자명, 소속, 구연자의 순서로 상단에 기재한 후 논문내용을 목적, 대상 및 방법, 결과, 결론, 중심단어 순으로 작성한다.

3. 초록 작성 요령

초록은 반드시 한글과 영문으로 작성한다. 한글은 600자 이내, 영문은 200단어 이내로 한다. 논문의 목적, 대상 및 방법, 결과 그리고 결론을 간단명료하게 기술하고 구체적 데이터를 제시하며, 다음과 같이 각 항을 분리하여 기술한다.

4. 목적 (purpose)

목적은 1~2문장으로 간단하고도 명료하게 기술한다. 기술된 목적은 논문의 제목, 그리고 서론에 개진되는 내용과 일치되어야 한다.
제목 : 논문의 제목은 논문의 내용을 간결, 명료하고 함축성 있게 표시해야 하며, 국문 30자이내, 영문은 30 단어 이내로 한다. 논문 제목이 영문이거나 영문을 포함하게 있는 경우 각 단어의 첫 스펠링은 대문자를 사용하고 20 폰트의 굵은 고딕체를 사용한다.
저자 :10 폰트
소속 :10 폰트
목적 :10 폰트
대상 및 방법 :10 폰트
결과 :10 폰트
결론 :10 폰트

5. 대상 및 방법 (materials and methods)

목적을 달성하기 위하여 무엇을 어떻게 하였는가를 구체적으로 기술한다. 어떤 데이터를 수집하였으며, 이 데이터를 어떻게 분석 하였는가를 기술한다.

6. 결과 (results)

전 문단에서 기술된 방법으로 관찰 및 분석한 결과가 어떠하였다는 내용을 논리적으로 기술하며 구체적 데이터를 제시한다.

7. 결론 (conclusions)

본 연구의 결과로부터 도달된 결론으로 1~2문장으로 기술하며, 이는 첫 문단에 기술된 연구의 목적에 부합된 것이어야 한다. 한글과 영문으로 작성 시 한글초록을 제1쪽, 영문초록을 제2쪽으로 하며, 약어 사용이나 참고문헌의 인용은 하지 않는다.

8. 중심단어(Key Words)

초록 밑에 중심단어는 3~5개 첨부하는데 논문에서 주된 단어를 기재 한다.

초록 예시

1. 초록 작성은 반드시 초록 양식에 의거하여야 한다.
2. 작성요령

   논문제목, 저자명, 소속, 구연자의 순서로 상단에 기재한 후 논문내용을 목적, 대상 및 방법, 결과, 결론 순으로 작성한다.

제목 : 저자 : 소속 : 구연자 : (한글과 영문 초록) I. 목적 : II. 대상 및 방법 : III. 결과 : IV. 결론 : V. 중심단어 :

3. 초록 작성 요령

   초록은 반드시 한글과 영문으로 작성한다. 한글은 600자 이내, 영문은 200단어 이내로 한다.

   논문의 목적, 대상 및 방법, 결과 그리고 결론을 간단 명료하게 기술하고 구체적 데이터를 제시하며, 다음과 같이 각 항을 분리하여 기술한다.

4. 목적 (purpose)

   목적은 1~2문장으로 간단하고도 명료하게 기술한다. 기술된 목적은 논문의 제목, 그리고 서론에 개진되는 내용과 일치되어야 한다.

5. 대상 및 방법 (materials and methods)

   목적을 달성하기 위하여 무엇을 어떻게 하였는가를 구체적으로 기술한다. 어떤 데이터를 수집 하였으며, 이 데이터를 어떻게 분석 하였는가를 기술한다.

6. 결과 (results)

   전 문단에서 기술된 방법으로 관찰 및 분석한 결과가 어떠하였다는 내용을 논리적으로 기술하며 구체적 데이터를 제시한다.

7. 결론 (conclusions)

   본 연구의 결과로부터 도달된 결론으로 1~2문장으로 기술하며, 이는 첫 문단에 기술된 연구의 목적에 부합된 것이어야 한다. 한글과 영문으로 작성 시 한글초록을 제1쪽, 영문초록을 제2쪽으로 하며, 약어 사용이나 참고문헌의 인용은 하지 않는다.

8. 중심 단어(Key Words)

   초록 밑에 중심단어는 3~5개 첨부하는데 논문에서 주된 단어를 기재 한다.

주의사항

제출 시 논문 제목, 저자의 성명, 소속 및 연락처

(전화번호 및 Fax, E-mail 주소)를 E-mail에 포함해주시기 바랍니다.

모든 파일은 zip 파일로 압축하시고 압축한 zip 파일명은 구연자 이름과 병원명(학교명) [ex..홍길동 인하대병원] 으로 보내주시기 바랍니다.

"New 패러다임, 그 중심의 IRTA"

제20회 미추홀 온라인 학술대회
Korean Journal of Michuhol Academic Conference, IRTA

인쇄 : 2021년 4월 29일
발행 : 2021년 4월 30일

발 행 인 : 차상영
편집위원장 : 유정식
편 집 위 원 : 이주아, 주명식, 김병식, 김대근
발 행 처 : 대한방사선사협회 인천광역시회
인천광역시 중구 인항로 27
인하대병원 영상의학과(內)
사무국 : 032-228-8636 직 통 : 032-890-2753
F A X : 032-890-2743 이메일 : irta@irta.or.kr

Gadovist® 1.0

Gadobutrol

Reference 1. C. Kunze et al., *Invest Radiol* 2016;51: 50–57, **2.** J. Endrikat et al., *Invest Radiol* 2016 Sep;51(9):537-543 **3.** Gadovist® Product Information (2017.09.07), **4.** Rohrer M, Bauer H, Mintorovitch J, et al. *Invest Radiol.* 2005;40(11):715–724. **5.** Shen Y, Goerner FL, Snyder C, et al. *Invest Radiol.* 2015;50(5):330–338, **6.** Schmitt-Willich H. Br J Radiol. 2007;80(955):581–582. **7.** Q3 / 2016, (IMS MIDAS, IMS DDD, GERS and W&W Data Exchange Program), data available upon request

*Relativities of Investigated Contrast Media in Blood at 37°C

제품명 가도비스트®주사(가도부트롤) **주성분** 가도부트롤 604.720밀리그램 **효능·효과** 1. 두뇌 및 척추 자기공명촬영시 조영 증강 2. 자기공명 혈관 조영에 조영증강 3. 간, 및 신장의 자기공명촬영시 조영증강 또한, 이 약은 전신(whole body)의 병리의 자기공명 촬영에 사용될 수 있다. 비정상적인 조직 혹은 병변의 시각화를 촉진하고 병적 조직과 정상 조직 사이의 감별을 돕는다 **용법·용량** 성인 및 신생아를 포함한 소아에서 권장 용량은 0.1mmol/kg BW(체중)이다. 이는 1.0 M 용액 0.1 ml/kg BW와 동등하다. 성인에 한하여: •전신 자기공명촬영(자기공명 혈관 조영(MRA)제외) 일반적으로 0.1mL/Kg 용량은 임상적 의문(clinical question)에 대응하기에 충분하다. – CNS 적응증: 자기공명촬영에서 정상으로 관찰되었지만 병소에 대한 강한 임상적 의문이 남아있거나 환자치료에 더 정확한 정보가 필요한 경우에는 첫 주사 30분 이내에 0.2 mmol/kg까지 추가 주사할 수 있다. •조영증강 자기공명 혈관 조영(CE–MRA) – 1분야(field of view)조영: 75kg 미만 체중에 7.5 ml, 75 kg이상에 10 ml (0.1–0.15 mmol/kg에 해당) – 1분야(field of view)이상 조영 시: 75kg미만 체중에 15 ml, 75 kg이상 체중에 20 ml (0.2–0.3 mmol/kg에 해당) **사용상의 주의사항 1. 경고** 1)급성 또는 만성의 중증 신장애 환자(GFR<30ml/min/1.73m2),간성 신증후군으로 인한 급성 신부전 환자, 간이식 수술 전후의 급성 신부전 환자에서, 가돌리늄 조영제 투여는 신원성전신섬유증(NSF : Nephrogenic Systemic Fibrosis)의 발생 위험성을 증가시킨다. NSF는 피부, 근육, 내장기관에 영향을 미치는 소모성질환이며 때로는 치명적이다. 그러므로 이와 같은 환자들에게 진단검사가 반드시 필요하고 조영제를 사용하지 않는 MRI 진단이 불가능한 경우를 제외하고, 가돌리늄 조영제 사용을 제한해야 한다. 모든 환자들에 대하여 병력과 임상병리 검사결과를 확인하여 신기능장애가 있는지 점검해야 하며, 가돌리늄 조영제를 투여할 때 허가된 용량을 초과하여 사용하지 않아야 한다. 또한 재 투여해야 할 경우 이전에 투여된 조영제가 배설되도록 충분한 시간을 둔 후 재 투여한다. 2)가돌리늄 조영제를 여러 번 투여한 환자의 비조영 T1 강조 MR(T1–weighted MR) 영상에서 소뇌 치아핵(cerebellar dentate nucleus)과 창백핵(globus pallidus)에 고신호(high intensity signal)가 관찰되었다는 보고와 환자의 뇌 부검 조직에서 가돌리늄이 검출되었다고 보고가 있다. 임상적인 결과는 알려져 있지 않다. 가돌리늄 조영제를 사용한 검사의 필요성을 신중히 판단해야 한다. **2. 다음 환자에는 투여하지 말 것** 1) 이 약의 구성성분에 대하여 과민증이 있는 환자 2) 치료되지 않은 저칼륨혈증이 있는 환자 3) 심전도로 확인되지 않은 선천성 QT 증상이 있는 소아 **3. 주요 이상반응** 임상시험 및 시판 후 조사에서 보고된 가장 빈번한(0.5%이상) 이상반응은 두통, 오심, 어지럼증이다. 가장 중증의 이상반응은 심장마비, 호흡기마비, 아나필락토이드 쇼크이다. **전문의약품 수입 및 판매자** 바이엘코리아㈜ **개정년월일** 2018.04.15 **보다 자세한 사항은 제품설명서 전문 또는 바이엘 웹사이트, http://www.bayer.co.kr를 참고하시기 바랍니다.**

바이엘 코리아㈜ 우) 07071 서울특별시 동작구 보라매로 5길 23 삼성보라매옴니타워 8층 Radiology 사업부 Tel 02-829-6600 http://www.bayer.co.kr/