

10 종류의 스텐트에 대한 16채널 및
64채널 컴퓨터 단층 관상동맥
혈관촬영술의 비교 연구

연세대학교 대학원

의 학 과

정 우 석

10 종류의 스텐트에 대한 16채널 및
64채널 컴퓨터 단층 관상동맥
혈관촬영술의 비교 연구

지도교수 김 상 진

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2007 년 12 월 일

연세대학교 대학원

의 학 과

정 우 석

정우석 의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2007 년 12 월 일

감사의 글

작지만 하나의 열매를 만들어 내는데 도움을 주신 분들께 감사를 드립니다.

대학원 기간 동안 따뜻한 배려와 가르침을 주신 김상진 교수님께 깊은 감사를 드립니다. 논문의 기회를 만들어주시고 논문의 시작부터 완성까지 세심하고 자상한 지도를 해주신 김태훈 교수님께 머리 숙여 감사를 드리며, 논문의 완성 동안 많은 도움을 주신 장양수 교수님, 원종윤 교수님께 진심으로 감사를 드립니다.

여러 종류의 스텐트를 제공해준 여러 스텐트 제조 회사 분들께 감사를 드리며, 실험하는 동안 많은 시간과 정보를 제공해 주신 영동 세브란스 영상의학과 CT 촬영실 기사분들께 진심으로 감사를 드립니다. 그리고 논문을 쓰는 동안 배려와 격려를 아끼지 않으신 영동 세브란스 영상의학과 교수님들과 전공의 선생님들께 감사를 드립니다.

저의 근본이자 든든한 후원자이신 사랑하는 아버지와 어머니, 항상 저의 편에서 도움을 주고 있는 누나, 매형에게 감사와 사랑의 마음을 전하며 이 논문을 바칩니다.

저자 씬

차례

국문요약.....	1
I .서론.....	3
II .재료 및 방법.....	5
III .결과.....	8
IV .고찰.....	16
V .결론.....	20
참고문헌.....	21
영문요약.....	23

그림 차례

- 그림 1. 64채널 컴퓨터 단층 관상동맥 혈관촬영술의 B46f 커널에서 시행된 스텐트의 다면 재구성 영상. 각 스텐트별로 내경의 부분적 영상화가 관찰되고 있다.13
- 그림 2. 스텐트에 의한 인공물과 스텐트 직경, 스텐트 스트러트 두께의 회귀분석 그래프.
- A. 스텐트에 의한 인공물 점수는 스텐트 스트러트 두께와 비교하였을 경우 기울기는 15.181, 상관계수는 0.467, p 값은 0.01이다. ($Y=0.772+15.181X$, $r=0.463$)14
- B. 스텐트에 의한 인공물 점수는 스텐트 직경과 비교하였을 경우 기울기는 -0.147, 상관계수는 -0.094, p 값은 0.57이다. ($Y=2.703+(-0.147)X$, $r=-0.094$) · 15

표 차례

표 1. 연구에 사용된 스텐트의 이름, 제조업체, 재질, 직경, 스트러트 두께.....	10
표 2. 16채널과 64채널 MDCT에서 커널 값에 따른 인위적 내경 감소율 (artificial luminal narrowing), 내경내 감쇠 (intraluminal attenuation), 및 스텐트에 의한 인공물 점수 (artifact scores by the stent) 비교.....	11
표 3. 스텐트 재질에 따른 스텐트에 의한 인공물 점수 (artifact scores by the stent) 비교.....	12

국문요약

10 종류의 스텐트에 대한 16채널 및 64채널 컴퓨터 단층 관상동맥 혈관촬영술의 비교 연구

목적

16채널과 64채널 컴퓨터 단층 관상동맥 혈관촬영술 (16-slice and 64-slice multi-detector computed tomography, 이하 MDCT)을 이용하여 관상동맥용 혈관 스텐트의 영상화를 분석하고자 하였다.

재료 및 방법

국내에서 사용되는 10 종류의 스텐트를 혈관 모형에 설치 후 16채널과 64채널 MDCT에서 촬영하였다. 스텐트의 영상화를 위해 B30f 커널과 B46f 커널을 이용하여 영상을 재구성 하였다. 영상은 인위적 내경감소율, 내경내의 감쇠 (intraluminal attenuation), 그리고 스텐트에 의한 인공물을 분석하였다.

결과

인위적 내경 감소율은 64채널 MDCT에서 B46f 커널을 이용하는 경우 통계학적으로 유의하게 작았다. 내경내의 감쇠는 통계학적으로 16채널 및 64채널 MDCT 사이에서 의미 있는 차이를 보이지 않았으나, B46f 커널에서 두 기종 모두 의미 있는 내경내 감쇠의 차이를 보였다. 인공물은 재질에 따른 분석 시 코발트-크롬 합금이 스테인레스 재질을 사용한 스텐트보다 더 감소하였다. 인공물은 스텐트 스트러트 두께와 중간 정도의 상관관계를 보였다.

결론

관상동맥용 혈관 스텐트의 영상화에 있어서 인위적 내경 감소율은 64채널 MDCT가 16채널 MDCT보다 우위에 있다. 특히 B46f 커널을 사용한 경우 B30f 커널에 비해 스텐트 내경의 영상화에 더 좋은 결과를 얻을 수 있다. 또한 코발트-크롬 합금을 이용하거나 스텐트 스트러트가 작을수록 스텐트의 영상화에 더 많은 이점이 있다.

핵심되는 말 : 컴퓨터 단층 촬영, 스텐트, 관상 동맥, 커널

10 종류의 스텐트에 대한 16채널 및 64채널 컴퓨터 단층 관상동맥 혈관촬영술의 비교 연구

<지도교수 김 상 진>

연세대학교 대학원 의학과

정 우 석

I. 서론

1998년 다중채널 컴퓨터 단층촬영 (multi-detector computed tomography, 이하 MDCT)의 등장과 함께 시간 해상능 (temporal resolution)과 공간 해상능 (spatial resolution)의 향상은 CT 관상동맥 혈관촬영술을 가능하게 하였다 (1-4). 시간 해상능과 공간 해상능이 개선된 16채널 MDCT는 관상동맥 질환의 진단에 있어서 고식적 혈관촬영술을 대체할 만한 진단 도구로 여겨지고 있다 (1-4).

관상동맥 스텐트 기술은 중요한 비외과적 관상동맥혈관성형술이다. 하지만 노출 금속 스텐트 (bare metal stent)는 스텐트-내 재협착 (in-stent restenosis)이 6개월 후 11%에서 46%까지 보고되고 있다 (1,2). 시롤리무스-방출 관상동맥 스텐트 (Sirolimus-eluting stent)는 재협착률이 3.2% 이하로 낮게 보고되고 있으나, 여전히 스텐트 삽입 후 추적관찰을 위한 진단 도구의 중요성이 증가하고 있다 (2). 현재 고식적 혈관촬영술은 스텐트-내 재협착의 추적관찰로 시행되고 있다 (5-7). 그러나, 이 기술은 입원이 필요하며 적지만 심각한 부작용을 일으킬 수 있는 침습적 방법이다. 그러므로 스텐트-내 재협착의 진단을 위한 비침습적이며 부작용이 적은 진단 도구의 필요성이 증가하고 있다.

비록 16채널 MDCT가 공간 해상능이 개선되고 스텐트에 적합한 커널이

개발 되었지만 4채널 MDCT와 16채널 MDCT를 이용한 혈관 모형 연구에서 내경 분석이 거의 대부분의 제품에서 금속 스텐트의 번짐 인공물 (blooming artifact)에 의해 제한된다고 보고하고 있다 (5,7-9). 최근에 소개된 64채널 MDCT는 16채널 MDCT에 비해 개선된 시간 해상능 및 공간 해상능을 제공한다 (2,5). 따라서, 이 연구의 목적은 현재 국내에서 사용되는 여러 종류의 스텐트를 사용하여 16채널 및 64채널 MDCT에서 만들어진 영상을 비교 분석하여 영상화에 적합한 스텐트의 조건을 확인하고자 한다.

II. 재료 및 방법

2005년 9월부터 2006년 5월까지 국내에서 임상적으로 이용되고 있는 9개의 스텐트와 휴메드 (HUMED, 휴메드주식회사, 서울 용산구 한남동)에서 개발 후 임상 시험중인 1개의 관상동맥 스텐트를 이용하였다. 스텐트 이름, 제조업체, 성분, 그리고 스텐트 직경 등은 표 1에 요약되어 있다.

각 스텐트는 관상동맥을 닮은 직경 3 mm의 플라스틱 관에 설치하였다. 플라스틱 관의 벽 두께는 0.2 mm 미만이었다. 플라스틱 관은 250 Hounsfield Unit (HU)로 희석된 조영제 (Xenetix 350, Guerbet, France)로 채운 후 각 끝은 밀봉되었다. 밀봉된 관은 식물성 기름으로 채워진 플라스틱 상자에 설치하였다. Z-축에 따른 해상도 차이에 관계없이 플라스틱 상자는 CT 촬영기의 Z-축에 90° 가 되도록 위치시켰으며, 모든 스텐트는 16 채널 및 64 채널 MDCT 에서 촬영하였다.

16채널 MDCT는 Somatom Sensation 16 (Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany)을 사용하였으며, 촬영 변수는 detector collimation 16 x 0.75 mm, pitch 0.28, rotation time 420 ms, effective (pitch-corrected) tube current-time product 550mAs, tube voltage 120 kV, field-of-view 300 mm, matrix 512 x 512였다. 영상은 B30f (medium smooth body) 커널과 스텐트에 맞게 만들어진 B46f (sharp heart view) 커널을 이용하여 0.75 mm 절편 두께로 재구성 하였다. 64채널 MDCT는 Somatom Sensation 64 (Siemens Medical solutions, Forchheim, Germany)를 사용하였으며, 촬영 변수 detector collimation 32 x 0.6 mm (acquisition mode 64 x 0.6 mm by z-flying focal spot technology), pitch 0.24, rotation time 370 ms rotation time, effective (pitch-corrected) tube current-time product 700 mAs, tube voltage 120 kV, field of view 300 mm, matrix 512 x 512였다. 영상은 B30f 커널과 B46f 커널을 이용하여 0.6 mm 절편 두께로 재구성 하였다.

재구성된 영상은 상업적으로 이용 가능한 워크스테이션 (Leonardo, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany) 상에서 스텐트 축에 수직과 수평인 다면 재구성 (multi-planar reformation, 이하 MPR) 영상을 만들었다. 이 MPR 영상에서 window width 1500 HU, window level 300 HU로 조절 후 영상을 분석하였다.

모든 영상은 두 명의 영상의학과 의사가 합의 하에 분석하였다. 스텐트 내경의 측정은 CT 워크스테이션에서 제공되는 전자 측정 도구를 이용하였으며, 시상면 MPR 영상에서 각 스텐트의 중앙 부위에서 스텐트 내경의 지름을 2회 측정하여 각기 평균 값을 이용하였다. 각 측정된 평균 내경은 다음과 같은 공식을 이용하여 인위적 내경 감소율 (Artificial Luminal Narrowing, ALN)을 구하였다.

$$\text{인위적 내경 감소율 (ALN, \%)} = \frac{\text{실제 스텐트 내경} - \text{측정된 평균 내경}}{\text{실제 스텐트 내경}} \times 100$$

스텐트 내의 감쇠 (attenuation)는 관심영역 (region of interest)을 스텐트 내경에 적절히 맞추어 측정하였으며 각기 2회 측정하여 평균 값을 사용하였다. 스텐트에 의한 인공물 (artifact by the stent)은 다음과 같이 5점 분류법을 이용하였다. 즉 0 = 인공물 없음, 1 = 약간의 줄무늬 인공물, 2 = 중등도의 줄무늬 인공물이 관찰되나 영상의 질에 왜곡 없이 스텐트의 분석이 가능한 경우, 3 = 심한 줄무늬 인공물로 인해 영상의 질이 왜곡되기는 하나 스텐트 분석은 할 수 있는 경우, 4 = 아주 심한 줄무늬 인공물로 인해 영상의 왜곡이 심하여 스텐트 분석이 불가능한 경우로 나누었다.

16 채널 MDCT와 64 채널 MDCT에서 측정된 인위적 내경 감소율, 스텐트 내의 감쇠 정도, 그리고 스텐트에 의한 인공물의 평가 결과는 두 개의 서로 다른 기계 사이와 두 개의 서로 다른 커널 사이의 차이점을 분석하기 위해 ANOVA의 Student-Newman-Keuls 검증법을 이용하여 비교하였다. 또한 재질에 따라 스텐트를 두 그룹으로 나누어 각기 기계 별, 커널 별의 변수

를 추가하여 분류한 다음 (코발트-크롬 합금: $4 \times 4 = 16$ 개, 스테인레스 재질: $6 \times 4 = 24$ 개), 스텐트에 의한 인공물의 점수에 따라 t-test를 이용하여 비교·분석하였다. 각 재질 군 내에서 두 개의 MDCT 기종 및 커널에 따른 스텐트에 의한 인공물은 스트러트 (strut) 직경과 스텐트 내경에 따라 각기 선형 회귀분석을 시행하였다. 통계 프로그램은 SPSS 12.0.1 (SPSS Inc. Chicago, US)을 사용하였으며, p 값은 0.05 이하인 경우 통계학적으로 유의성이 있다고 보았다.

Ⅲ. 결과

검사에 포함된 모든 스텐트에서 분별 가능한 인공물이 발생되었다. 인공물은 스텐트 스트러트에 의한 번짐 현상으로 야기되었으며, 이는 스텐트 내경의 감소로 나타났다. 줄무늬 음영과 같은 인공물은 스텐트 내경 내의 감쇠 정도가 증가 혹은 감소가 혼합되어 나타났으며, 심한 경우 스텐트 주위로 줄무늬 인공물이 확장되는 양상을 보였다 (그림 1).

인위적 내경 감소율 (ALN) 은 16채널 MDCT는 B30f 커널에서 78.9%, B46f 커널에서 72.7 %였으며, 64채널 MDCT는 B30f 커널에서 68.4%, B46f 커널에서 58.7%로서 전반적으로 감소하는 추세를 보였다. 하지만, 통계적 유의 수준은 16채널 MDCT는 커널에 따라 의미 있는 차이를 보이지 않은 반면에 ($p = 0.11$), 64채널 MDCT는 커널에 따라 인위적 내경 감소율이 통계적으로 의미 있는 차이를 보였다 ($p = 0.01$). 16채널 MDCT의 커널 B46f과 64채널 MDCT의 커널 B30f에서 인위적 내경 감소율의 통계적 유의성은 관찰되지 않았다 ($p = 0.25$) (표 2).

내경 내의 감쇠는 16채널 MDCT는 B30f 커널과 B46f 커널에서 594.2 ± 136.5 HU 및 360.4 ± 138.7 HU 였으며, 64채널 MDCT는 B30f 커널과 B46f 커널에서 560.7 ± 127.5 HU 및 390.6 ± 125.2 HU 였다. 통계학적으로 공간해상력이 개선된 16채널 및 64채널 MDCT 사이에서는 의미 있는 차이를 보이지 않았으나 ($p=0.58$), 스텐트에 특화된 B46f 커널에서 두 기종 모두 의미 있는 내경-내 감쇠의 차이를 보였다 ($p = 0.01$) (표 2).

스텐트에 의한 인공물은 스텐트에 따라 다양하게 관찰되었다. 코발트-크롬 합금을 이용한 스텐트가 스테인레스를 이용한 스텐트에 비해 스텐트에 의한 인공물이 적게 관찰되었다. 스텐트에 의한 인공물의 점수는 16채널 MDCT의 B30f 커널, B46f 커널 및 64채널 MDCT의 B30f 커널, B46f 커널에서 각기 2.0 ± 0.7 , 2.1 ± 0.6 , 2.4 ± 0.8 , 2.4 ± 0.8 였다. 통계학적으로 스텐트에 의한 인공물의 점수는 두 개의 서로 다른 기종 및

두 가지의 서로 다른 커널에 대해 의미 있는 차이는 없었다. ($p=0.52$) (표 2). 재질에 따라 두 그룹으로 분류하였을 경우 코발트-크롬 합금 (cobalt-chromium alloy)으로 제작된 스텐트가 스테인레스 재질 (stainless steel 316L)로 제작된 스텐트보다 스텐트에 의한 인공물의 정도가 통계학적으로 유의하게 적게 관찰되었다 ($p = 0.01$) (표 3).

스텐트에 의한 인공물의 정도는 스텐트 직경과 역상관관계를 보였으나 통계적 유의성은 관찰되지 않았다 ($r = -0.094$, $p = 0.57$). 그러나 스텐트에 의한 인공물의 정도는 스텐트 스트러트 두께와 비교하였을 경우 중간 정도의 상관관계를 보였다 ($r = 0.467$, $p = 0.01$) (그림 2).

표1. 연구에 사용된 스텐트의 이름, 제조업체, 재질, 직경, 스트러트 두께.

Name	Manufacturer	Material	Length (mm)	Diameter (mm)	Strut Thickness (mm)
HUME (off-label)	Humed	Cobalt-chromium alloy	20	3	0.07
Arthos-Pico	AMG International	Cobalt-chromium alloy	10	3	0.074
VISION	Guidant	Cobalt-chromium alloy	8	4	0.081
Driver	Medtronic	Cobalt-chromium alloy	9	3	0.097
TAXUS	Boston Scientific	Stainless steel 316L	20	3.5	0.08
HUME	Humed	Stainless steel 316L	20	3	0.09
Jostent Flex	Jomed	Stainless steel 316L	19	3	0.09
TRISTAR	Guidant	Stainless steel 316L	18	2.5	0.102-0.109
Express 2	Boston Scientific	Stainless steel 316L	20	4	0.13
Cypher select	Cordis	Stainless steel 316L	28	3.5	0.14

표2. 16채널과 64채널 MDCT에서 커널 값에 따른 인위적 내경 감소율 (artificial luminal narrowing), 내경내 감쇠 (intraluminal attenuation), 및 스텐트에 의한 인공물 점수 (artifact scores by the stent) 비교

측정 종류	기계	커널	평균 ± 표준편차	p 값
인위적 내경 감소율 (Artificial Luminal Narrowing) (%)	16채널	B30f 커널	78.9 ± 6.2	0.11
	MDCT	B46f 커널	72.7 ± 8.9	0.25
	64채널	B30f 커널	68.3 ± 8.2	0.25
	MDCT	B46f 커널	58.7 ± 9.7	0.01
내경내 감쇠 (Intraluminal Attenuation) (HU)	16채널	B30f 커널	594.2 ± 136.5	0.58
	MDCT	B46f 커널	360.4 ± 138.7	0.01
	64채널	B30f 커널	560.7 ± 127.5	0.58
	MDCT	B46f 커널	390.6 ± 125.2	0.01
스텐트에 의한 인공물 (Artifact by the Stent)	16채널	B30f 커널	2.0 ± 0.7	0.52
	MDCT	B46f 커널	2.1 ± 0.6	0.52
	64채널	B30f 커널	2.4 ± 0.8	0.52
	MDCT	B46f 커널	2.4 ± 0.8	0.52

표3. 스텐트 재질에 따른 스텐트에 의한 인공물 점수 (artifact scores by the stent) 비교

재질	코발트-크롬 합금	스테인레스	<i>p</i> 값
스텐트에 의한 인공물	1.7 ± 0.5	2.6 ± 0.7	0.01

그림1. 64채널 컴퓨터 단층 관상동맥 혈관촬영술의 B46f 커널에서 시행된 스텐트의 다면 재구성 영상. 각 스텐트별로 내경의 부분적 영상화가 관찰되고 있다.

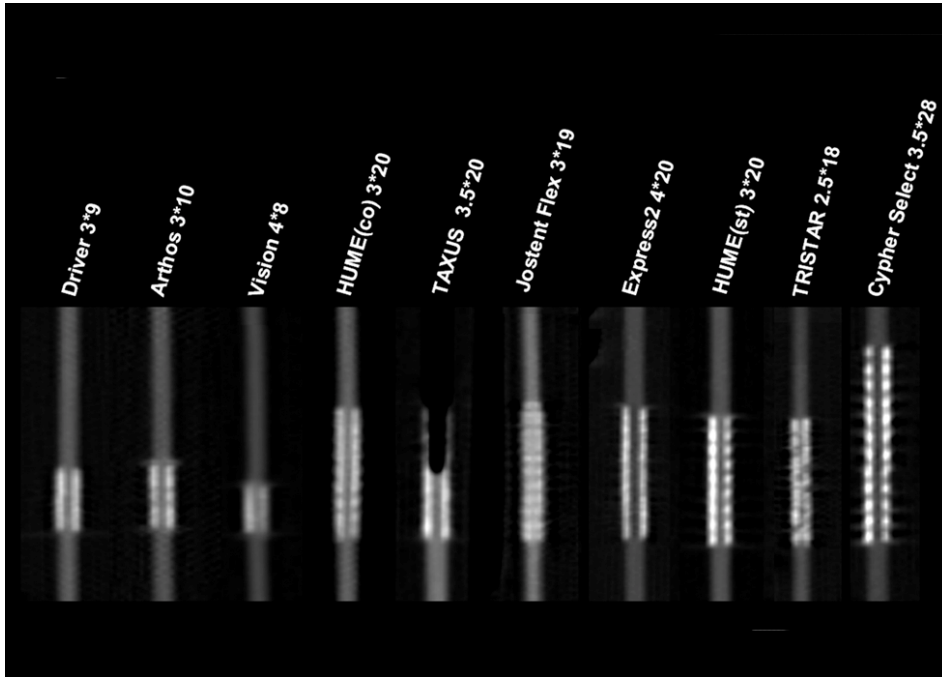
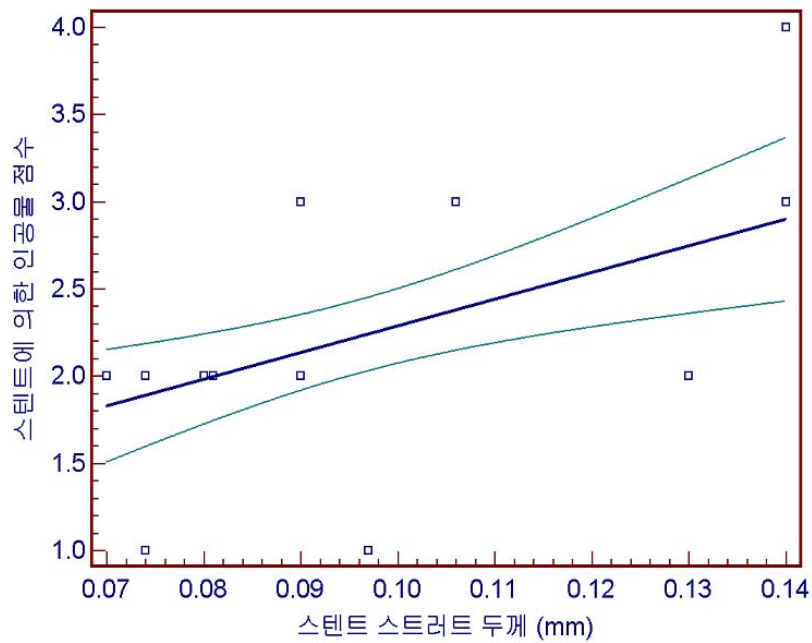
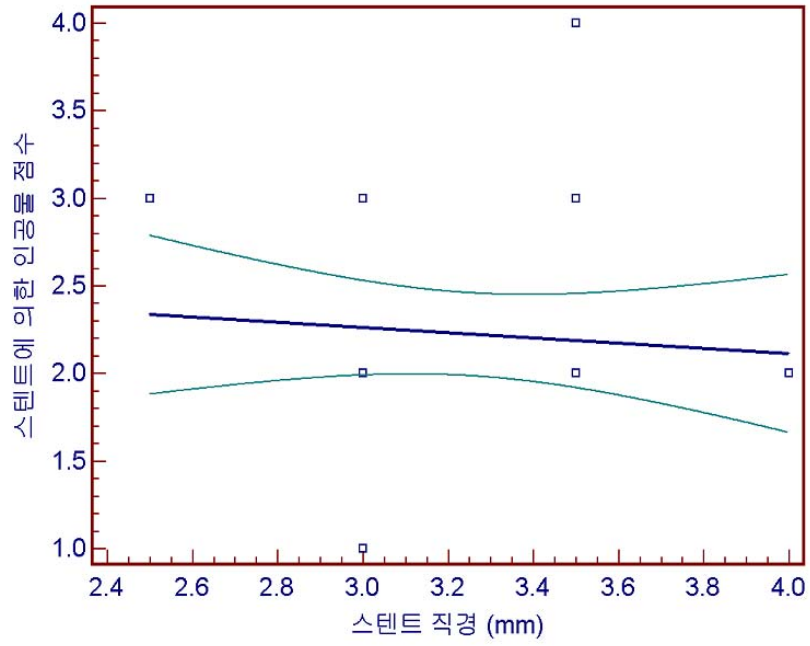


그림2. 스텐트에 의한 인공물과 스텐트 직경, 스텐트 스트러트 두께의 회귀분석 그래프.

A. 스텐트에 의한 인공물 점수는 스텐트 스트러트 두께와 비교하였을 경우 기울기는 15.181, 상관계수는 0.467, p 값은 0.01이다.
($Y=0.772+15.181X$, $r=0.463$)



- B. 스텐트에 의한 인공물 점수는 스텐트 직경과 비교하였을 경우
 기울기는 -0.147 , 상관계수는 -0.094 , p 값은 0.57 이다.
 ($Y=2.703+(-0.147)X$, $r=-0.094$)



IV. 고찰

본 연구에서 금속 스텐트에 의한 다양한 인공물이 MDCT 영상에서 관찰되었다. 스텐트에 의한 인공물 정도는 MDCT 기종이나 커널 요인과는 연관성이 없었고, 스텐트 재질에 따라 코발트-크롬 합금 스텐트가 스테인레스 스텐트에 비해 현저히 적었다. 또한 스텐트 스트러트 두께가 얇을수록 인공물이 적게 나타났으며, 스텐트의 직경과는 연관성이 없었다. 인위적 내경 감소율은 64채널 MDCT에서 스텐트에 특화된 커널을 사용시 현저히 감소하였다. 내경내 감쇠는 16채널 및 64채널 MDCT 기종 간의 차이 보다는 특화된 커널에 의해 영향을 받았다.

오늘날 관상동맥 스텐트 시술이 관상동맥혈관성형술을 위해 증가하는 추세에 있기 때문에 관상동맥혈관 스텐트의 추적관찰은 임상적으로 중요하다 (1,2). 노출 금속 스텐트에 비해 시롤리무스-방출 관상동맥 스텐트가 스텐트-내 재협착율이 3.2% 정도로 낮게 보고되고 있으나, 여전히 스텐트 시술 후 추적관찰을 위한 비침습적인 진단 도구의 중요성이 증가하고 있다 (2).

컴퓨터 단층 관상동맥혈관혈관촬영술은 관상동맥협착증의 진단에 유용한 것으로 알려져 있다 (1,4). 그러나 4채널 MDCT와 16채널 MDCT는 스텐트내 재협착율의 진단에 어려움이 많다. 4채널 MDCT (절편 두께, 1.25 mm)는 직경이 작은 관상동맥에 대해 부분용적효과 (partial volume effect), 번짐 인공물 (blooming artifact), 심장박동에 의한 인공물 (cardiac motion artifact) 등에 의해 스텐트 내경을 영상화하는데 많은 어려움을 초래한다 (3). 개선된 공간 해상능과 스텐트에 특화된 B46f 커널을 갖춘 16채널 MDCT의 등장으로 스텐트 내경의 영상화가 어느 정도 개선되었으나 스텐트 재질, 직경, 스트러트 두께, 스트러트 디자인 등에 따라 여전히 영상의 질에 큰 영향을 미치고 있다 (5,7-9). 최근 소개된 64채널 MDCT는 16채널 MDCT와 비교하여 더 향상된 시간 해상능과 공간 해상능을 제공한다 (2,5).

더 얇은 절편 두께로 영상의 질이 개선되고 완전한 등방성의 공간해상능 (isotropic spatial resolution)은 더 좋은 Z-축의 해상도를 가능케 해준다. 이러한 기술적 진보는 인공물을 줄이는데 도움이 된다. 4채널 및 16채널 MDCT와는 달리 64채널 MDCT의 더 큰 영역 포함은 영상시간을 단축시키며 이는 안정적인 호흡 정지 (breath-holding)를 가능하게 하였다 (2,5). 또한 짧아진 영상시간은 불규칙 박동 (irregular beat)을 가진 환자를 포함하여 전보다 더 큰 인구 집단에서 운동에 의한 인공물 없이 영상을 가능하게 하였다 (2,5). 본 연구에서 인위적 내경 감소율은 64채널 MDCT에서 스텐트에 특화된 커널을 사용시 현저히 감소하였으며, 내경내 감쇠는 16채널 및 64채널 MDCT 기종 간의 차이 보다는 특화된 커널에 의해 영향을 받았다.

스텐트 재질은 스텐트 영상화를 위해 중요한 인자이다. 금속에 의한 과도한 방사선투과 장애는 번짐 인공물 (blooming artifact)을 발생시키며, 스텐트 스트러트의 인위적인 두께 증가로 스텐트 내경의 영상화에 많은 장애를 초래한다 (10). 스텐트 내의 감쇠 정도도 부분 용적 평균화 (partial volume averaging)에 의해 스텐트가 삽입된 부위에 실제로 좁아진 스텐트 내경이 대조도 감소로 인해 가려질 수 있다 (4,10,11). 본 연구에서 스텐트 재질에 따른 인공물의 정도를 비교하였을 경우 코발트-크롬 합금 (cobalt-chromium alloy)으로 제작된 스텐트가 스테인레스 재질 (stainless steel 316L)로 제작된 스텐트 보다 인공물이 적게 관찰되었다. 뿐만 아니라 코발트-크롬 합금 (cobalt-chromium alloy)으로 스텐트를 제작할 경우 스테인레스에 비해 더 얇은 스트러트 두께 (strut thickness)로 만드는 것이 가능하므로 스트러트 두께에 의한 인공물 감소 효과가 극대화 될 수 있다. 본 연구에서도 코발트-크롬 합금을 이용한 스텐트가 상대적으로 얇은 스트러트 두께를 가졌으며 인공물도 더 적게 관찰되었다. 또한 코발트-크롬 합금과 같은 스텐트 재질, 스트러트 두께 외에도 스텐트 디자인도 많은 영향을 미칠 것으로 생각된다

(2,4,5). 따라서 적절한 방사선 투과도와 저항성을 가지면서 보다 얇은 스트러트 두께의 제작에 용이한 코발트-크롬 합금 (cobalt-chromium alloy)로 제작된 스텐트가 CT에서 적절한 영상화에 도움이 될 것으로 생각된다.

커널 인자도 개별 스텐트 내경 관찰에 영향을 준다 (1,4,5,8). 비록 16채널 및 64채널 MDCT 관상동맥혈관 촬영술이 B30f 커널을 기본적으로 사용하지만, B46f 커널이 관상동맥혈관 스텐트를 보는데 적합하도록 만들어졌다. 이 커널에서 변조전이기능 (modulation transfer function)은 높은 감쇠 차이를 보이는 경계면에서 발생하는 번짐 인공물 (blurring artifact)을 감소시키는데 맞추어져 있다 (1). 이러한 효과는 스텐트에 의해 발생하는 중간 에너지를 가진 MDCT 정보를 제거함으로써 각 스텐트의 더 선명한 묘사를 가능하게 해준다. 따라서 스텐트 내경이 더 명확해지고 스텐트 내의 감쇠 정도의 변화가 감소한다 (1). Hong 등 (11)의 보고서는 조영증강을 기초로 관상동맥혈관 스텐트의 개통성을 분석하였고 스텐트 직경, 커널 인자, Z-축에 따른 혈관의 주행 방향이 혈관모형에서 관상동맥혈관 스텐트의 검사의 정확성에 영향을 미친다고 보고하였다. 본 연구에서도 B46f 커널을 이용한 64채널 MDCT에서 인위적 내경 감소율이 다른 조건에서 보다 더 좋은 관상동맥혈관 스텐트의 영상화를 가능케 하였다. 내경내 감쇠 정도는 16채널 혹은 64채널 MDCT에 상관없이 B46f 커널이 B30f 커널보다 더 낮은 값으로 관찰 되었다. 이런 결과는 B46f 커널에 의한 변조전이기능 (modulation transfer function)이 중간단계의 에너지 값을 갖는 CT 영상 정보를 제거함으로써 금속 재질에 의한 번짐 효과를 예방하는데 적절하기 때문일 것으로 사료된다.

본 연구에 사용된 혈관모형은 실제 관상동맥혈관과 비슷하게 제작하였다. 그러나 몇 가지 제한점을 고려해야 한다. 첫 번째 제한점은 스텐트의 촬영이 스텐트 축에 수직으로 시행되었다는 점이다. 보통 관상동맥혈관은 사선코스로 주행하며, 좌관상동맥은 축상영상에 평행하게 주행하기도 한다.

Mahken 등의 보고서는 Z-축에 45° 와 90° 로 스텐트가 놓여진 경우 내경 감소 정도는 각각 43 - 45 % 및 54 %로 보고하였다 (1). 스텐트내 인공물 (Instant artifact)은 Z-축에 0° 인 경우 최소로 나타났으며 90° 인 경우 최대로 나타났다 (1,4). 그러나 본 연구에서는 Z-축에 따른 공간해상도에 관계없이 관상동맥혈관의 다양한 주행을 고려하여 가장 나쁜 환경에 맞추기 위해 MDCT의 Z-축에 90° 로 스텐트를 놓고 촬영하였다. 두 번째 제한점은 MDCT 촬영 시 인위적으로 ECG 신호를 만들어 생체에서와 유사한 재조합 알고리즘 (reconstruction algorithm)을 사용하였으나, 심장 움직임이나 혈류가 실제 심장과 유사한 혈관 모형을 만들지는 못하였다. 셋째, 스텐트의 직경은 자동으로 측정되는 것이 아니기 때문에 어느 정도 측정에 오류가 있을 수 있다. 본 연구에서는 window width는 1500 HU, window level은 300 HU으로 조정하여 일관성을 유지하려 하였다. 그러나 어느 정도의 측정치 오류와 다른 window level에서의 다양한 결과도 고려해야 할 사항이다. 마지막으로, 본 연구에 포함된 스텐트의 수가 적다는 것이다. 다른 보고서와는 달리 포함된 스텐트가 국내에서 주로 사용되는 10개로 한정되어 있어 통계학적으로 한계가 있었다. 또한 스텐트의 성분, 스트러트 두께를 제외한 스텐트의 디자인도 중요한 요인으로 생각되나 이 연구에 포함되어 있지 않으므로 앞으로 연구가 필요할 것으로 생각된다.

V. 결론

B46f 커널을 이용한 64채널 MDCT는 16채널 MDCT 또는 B30f 커널과 비교하였을 때 더 나은 관상동맥혈관 스텐트의 영상화가 가능하다. 인공물과 스텐트 내경은 스텐트 스트러트의 두께, 스텐트 성분과 같은 요인에 영향을 받으며, 특히 코발트-크롬 합금 (cobalt-chromium alloy)로 제작되면서 가능한 작은 스트러트 두께를 갖는 스텐트의 경우 더 나은 영상화를 가능하게 해준다. 본 연구 결과를 토대로 CT 영상에 비교적 적절한 스텐트를 이용할 경우, 시술을 받은 환자의 CT 추적관찰에 있어서 많은 도움이 될 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Mahnken AH, Buecker A, Wildberger JE, Ruebben A, Stanzel S, Vogt F, et al. Coronary artery stents in multislice computed tomography: in vitro artifact evaluation. *Invest Radiol.* 2004; 39(1):27-33
2. Seifarth H, Ozgun M, Raupach R, Flohr T, Heindel W, Fischbach R, et al. 64- Versus 16-slice CT angiography for coronary artery stent assessment: in vitro experience. *Invest Radiol.* 2006; 41(1):22-7.
3. Kitagawa T, Fujii T, Tomohiro Y, Maeda K, Kobayashi M, Kunita E, et al. Noninvasive assessment of coronary stents in patients by 16-slice computed tomography. *Int J Cardiol.* 2006; 109(2):188-94.
4. Suzuki S, Furui S, Kaminaga T, Yamauchi T, Kuwahara S, Yokoyama N, et al. Evaluation of coronary stents in vitro with CT angiography: effect of stent diameter, convolution kernel, and vessel orientation to the z-axis. *Circ J.* 2005; 69(9):1124-31.
5. Maintz D, Seifarth H, Raupach R, Flohr T, Rink M, Sommer T, et al. 64-slice multidetector coronary CT angiography: in vitro evaluation of 68 different stents. *Eur Radiol.* 2006; 16(4):818-26.
6. Maintz D, Juergens KU, Wichter T, Grude M, Heindel W, Fischbach R. Imaging of coronary artery stents using multislice computed tomography: in vitro evaluation. *Eur Radiol.* 2003; 13(4):830-35.
7. Schuijf JD, Bax JJ, Jukema JW, Lamb HJ, Dirksen MS, van der Wall EE, et al. Coronary stent imaging with multidetector row computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2004; 20(4):341-44.
8. Seifarth H, Raupach R, Schaller S, Fallenberg EM, Flohr T, Heindel W, et al. Assessment of coronary artery stents using 16-slice MDCT angiography: evaluation of a dedicated reconstruction kernel and a

- noise reduction filter. *Eur Radiol.* 2005; 15(4):721-26.
9. Soon KH, Bell KW, Lim YL. Multislice CT to evaluate coronary stent patency: a case report. *Catheter Cardiovasc Interv.* 2005; 65(1):34-6.
 10. Gaspar T, Halon DA, Lewis BS, Adawi S, Schliamser JE, Rubinshtein R, et al. Diagnosis of coronary in-stent restenosis with multidetector row spiral computed tomography. *J Am Coll Cardiol.* 2005; 46(8):1573-79.
 11. Hong C, Chrysant GS, Woodard PK, Bae KT. Coronary artery stent patency assessed with in-stent contrast enhancement measured at multi-detector row CT angiography: initial experience. *Radiology.* 2004; 233(1):286-91.

Abstract

In Vitro Evaluation of 10 Different Stents using 16-slice versus 64-slice Multi-detector Computed Tomography (MDCT) Coronary Angiography

Chung, Woo-Suk

*Department of Medicine or Medical Science
The Graduate School, Yonsei University*

(Directed by Professor Kim, Sang Jin)

Purpose

The aim of this study was to assess the visualization of different coronary artery stents using 16- and 64-slice multi-detector computed tomography (MDCT) coronary angiography.

Materials and Methods

Ten different coronary artery stents used in Korea were placed in a vascular phantom and examined with 16- and 64-slice MDCT. For image reconstruction, B30f and B46f kernels for coronary artery stent visualization were used. Images were analyzed regarding artificial luminal narrowing (ALN), intraluminal attenuation, and

artifacts by the stent.

Results

64-slice MDCT with B46 kernel had the lowest ALNs than other protocols. The difference of attenuation values in the stented segment of the tube was significantly lower for using B46f kernel regardless of 16-slice and 64-slice MDCT. Stents made of cobalt-chromium alloy were significantly lower in artifact scores than stainless steel 316L. There was a positive correlation for artifact scores between the stent and stent strut thickness.

Conclusion

Use of the 64-slice MDCT with a B46f kernel is superior to the 16-slice MDCT with a B46f kernel or a B30f kernel for coronary artery stent visualization. Especially, use of the stents made of cobalt-chromium alloy with thin strut thickness results in superior visualization of stent lumen compared to the stents made of stainless steel 316L.

Key Words : spiral computed tomography, stent, coronary artery,
kernel