

Stationary and Moving Computed Radiography Grids : Comparative Observer's Perception

Kiho Lee, Changhoon Lee, Gyehwan Jin

Department of Radiology, Nambu University

Computed Radiography에서 고정형 그리드와 이동형 그리드 영상의 인식률 비교

Abstract

This study assessed the degradation of image quality caused by grid artifacts and moiré pattern artifacts in a stationary grid, and the degradation of image quality caused by cut off artifacts in a moving grid. X-ray images were acquired in a stationary grid and a moving grid with X-ray exposure conditions of 100 cm, 80 kVp, and 30 mA using a CDRAD phantom and a 24 cm thickness acrylic phantom. Observer's perception of X-ray imaging using CDRAD Analyzer was mean 49.36, standard deviation 3.76, maximum 55.56, and minimum 38.67 in the stationary grid, and 47.04, 12.69, 55.56, and 20.89, respectively, in the moving grid. The stationary grid was superior to the moving grid in terms of the mean and standard deviation of observer's perception.

Keyword : Stationary Grid, Moving Grid, Perception, Computed Radiography, CDRAD Phantom, CDRAD Analyzer

요 약

고정형 그리드(stationary grid)에서 그리드 아티팩트(grid artifacts)와 모아레 아티팩트(moiré pattern artifacts)로 인한 영상의 질의 저하와 이동형 그리드(moving grid)에서의 컷 오프 아티팩트(cut off artifacts)로 인한 영상의 질의 저하를 정량적으로 비교 평가하였다. CDRAD 팬텀(Phantom)과 두께 24 cm의 acryl Phantom을 촬영조건(X-ray exposure conditions)을 100 cm, 80 kVp, 30 mA로 하여 고정형 그리드와 이동형 그리드에서 영상(X-ray imaging)을 획득하였다. CDRAD Analyser을 이용한 영상(X-ray imaging) 인식률(observer's perception)은 고정그리드에서 평균(mean) 49.36, 표준편차(standard deviation) 3.76, 최대값(max) 55.56, 최소값 38.67이었고 이동형그리드에서 평균 47.04, 편차 12.69, 최대값 55.56, 최소값 20.89이었다. 이동형 그리드보다 고정형 그리드가 인식률의 평균과 표준 편차에서 더 우수하게 나타났다.

중심단어: 고정형 그리드, 이동형 그리드, 인식률, Computed Radiography, CDRAD 팬텀, CDRAD 분석

I. INTRODUCTION

X-ray을 이용하는 디지털 영상장치인 CR(Computed Radiography)은 기존의 X-ray 발생장치의 변경 없이 증감지와 필름으로 검출부를 IP(Image Plate)로 대체하기 때문에 DR(Digital Radiography)에 비하여 상대적으로 경제성이 있어 중소병원에 많이 이용하고 있다. CR은 증감지와 필름을 이용하여 얻은 영상에 비하여 IP의 재사용이 가능하고 암실 불필요하다. 그리고 유효농도 범위(Dynamic range)가 넓고 영상의 후처리가 가능하다는 장점을 가지고 있다^{[1],[2]}.

그러나 CR은 증감지와 필름을 이용하여 얻은 영상에 비하여 산란선 방지를 위하여 사용하는 그리드가 영상의 질을 저하시키는 정도가 심하다는 문제점이 있다. 이러한 질 저하를 개선하기 위하여 영상처리 기법에 대한 연구와 원인을 분석한 논문이 있다^{[3]-[5]}. 그러나 영상처리와 분석에 이용하는 MTF(Modulation Transfer Function), DQE(Detective Quantum Efficiency), NPS(Noise Power Spectrum), ROC(Receiver Operating Characteristic)은 영상의 물리적 특성이나 심리적인 평가에 한정한다는 단점이 있다^[2]. 이러한 한계점을 극복하기 위하여 다양한 대조도와 크기를 가진 CDRAD phantom과 CDRAD Analyser(Artinis Medical Systems, Netherlands)을 이용하여 영상의학과 의사가 판독하듯이 시각적 인식을 정량평가방법이 이용되고 있다^{[6]-[10]}. 고정형 그리드에서 그리드 아티팩트(grid artifacts)와 모아레 아티팩트(moiré pattern artifacts)로 인한 영상의 질의 저하와 이동형 그리드에서의 컷 오프 아티팩트(cut off artifacts)로 인한 영상의 질의 저하를 정량적으로 비교평가의 필요성이 있다.

본 논문에서는 CDRAD phantom과 CDRAD Analyser을 이용하는 정량평가방법을 이용하여 CR(Computed Radiography) 시스템에서 고정형 그리드와 이동형 그리드의 유용성을 비교 평가하였다.

II. MATERIAL AND METHOD

1. 방사선발생장치

방사선발생장치는 중소병원에서 X-ray 진단용으로 이용되는 것으로 ○○대학교에 설치된 DKII-525RF (Dong Kang Medical Systems, Korea)를 이용하였다. 이 시스템의 최대 관전류는 500 mA이고, 최대 관전압은 125 kVp이다. 이 장치의 특성을 나타내는 Table 1의 관전압과 반가층은 일반촬영장치의 양극의 초점과 방사선 계측기의 검출부의 거리를 100 cm에서 MagicmaX RAD(IBA Dosimetry, Germany)계측기를 이용하여 측정하였다[Table 1].

Table 1. Peak kilovoltage and half-value layer with X ray exposure conditions

Effective Peak Voltage (kVp)	Measured Peak Voltage (kVp)	Half Value Layer (mmAl)
50	50.37	1.70
60	59.63	2.00
70	68.93	2.30
80	79.83	2.60
90	88.40	2.90
100	101.20	3.30

아래 Fig. 1은 고정형 그리드와 이동형 그리드의 성능실험 환경을 나타내고 촬영거리 100 cm, 두께 2 cm이고 가로와 세로 각각 30 cm인 아크릴 12개(24 cm)를 이용하였다.

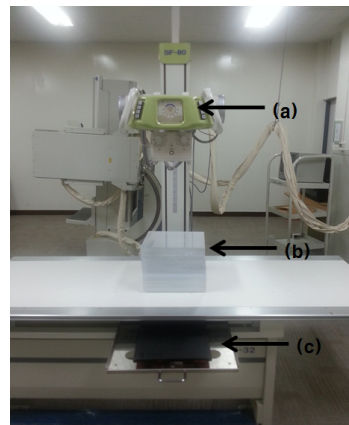


Fig. 1. Performance testing environments of a stationary grid and a moving grid (a: X-ray tube, b: acryl, c: image plate)

2. 그리드

산란선 제거 목적으로 사용되는 그리드는 형태에 따라 초점 그리드(Focus Grid), 평행 그리드(parallel pattern Grid), 교차 그리드(crossed grid)로 구분하고 X-ray가 발생하는 동안 그리드의 이동 유무에 따라 고정형 그리드(stationary grid)와 이동형 그리드(moving grid)로 구분한다. 고정형 그리드는 촬영 영상에 그리드 납줄이 나타난다. 이러한 단점을 극복하기 위하여 1920년 Hollis Potter에 의해 개발된 Bucky라고 불리는 이동형 그리드 사용한 영상에서는 납줄이 보이지 않는다. 그리드의 성능을 나타내는 인자로 격자비(grid ratio)는 알루미늄을 이용하는 그리드의 중간물질 두께(D)또는 납줄의 두께(D)와 중간물질 높이(h)또는 납줄의 높이(h)로 나타낸다(식 1).

$$\text{Grid ratio} = \frac{h}{D} \quad (1)$$

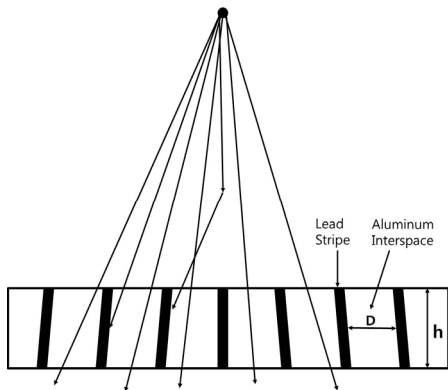


Fig. 2. Schematic of an anti-scatter grid. The two-dimensional grid absorbs scattered X-rays, but allows the primary X-rays to reach the image.

아래 Fig. 2은 일차선의 일부와 산란선을 제거하는 그리드 모식도와 그리드 단면을 나타낸다. 실험에 이용한 그리드 사양은 85 lines/inch, grid ratio은 8, 초점거리 100 cm이었다.

3. CDRAD 팬텀

아래 Fig. 3의 CDRAD 팬텀은 두께 10 mm이고 가로와 세로의 길이가 각각 265 × 265 mm인 투명한 합

성수지 판 형태이고 팬텀내에는 0.03 ~ 8 mm의 지름과 깊이를 가진 실린더 형태의 구멍 있다. 15열과 15행으로 225개의 사각형으로 이루어진 바둑판 형태이다. 225개의 사각형 안쪽에는 1개 또는 2개의 실린더 형태의 구멍이 있고 여기에는 촬영된 영상에서 구분 가능한 X-ray 불투과 물질이 함유되어 있다.

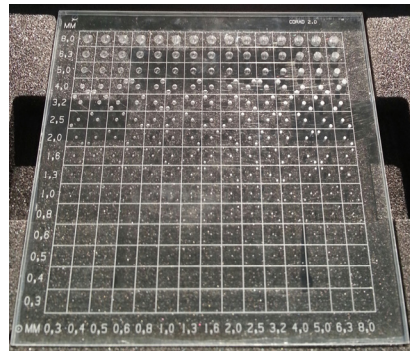


Fig. 3. Representation of the CDRAD-phantom.

팬텀 내의 가로의 지름과 세로의 깊이는 표 2와 같다.

Table 2. Depth and diameter of the holes within the phantom

Column	Depth (mm)	Row	Diameter (mm)
1	0.3	1	0.3
2	0.4	2	0.4
3	0.5	3	0.5
4	0.6	4	0.6
5	0.8	5	0.8
6	1.0	6	1.0
7	1.3	7	1.3
8	1.6	8	1.6
9	2.0	9	2.0
10	2.5	10	2.5
11	3.2	11	3.2
12	4.0	12	4.0
13	5.0	13	5.0
14	6.3	14	6.3
15	8.0	15	8.0

4. 분석프로그램(CDRAD Analyser)

상용인 CDRAD Analyser는 영상을 분석하고 팬텀 내의 실린더 형태의 구멍에 의한 contrast-detail 조합이

검출되는지 여부를 결정하기 위해 통계적인 방법을 적용한다. 이 통계적 방법은 평가 대상의 contrast-detail 조합의 이미지와 배경 이미지 픽셀의 평균과 표준 편차를 이용한다.

영상의 질의 나타내는 인식률(correct observation ratio)은 분모는 전체 225개 사각형이고 분자는 인식 가능한 사각형의 수로 아래 수식과 같다.

$$\text{Correct observation ratio} = \frac{\text{Correct observations}}{\text{Total number of squares}} \times 100\% \quad 2)$$

Fig. 4 파란색의 contrast-detail curve는 관찰 가능한 임계 값을 나타내고 0에 가까울수록 해상도가 좋은 영상(a, b)이고 0에 멀어질수록 해상도가 나쁜 영상(c, d)이다. 가로는 구멍의 깊이 세로는 구멍의 지름이고 인식 불가능한 부분은 바둑판만 보이고 인식 가능한 부분은 점으로 표시한다.

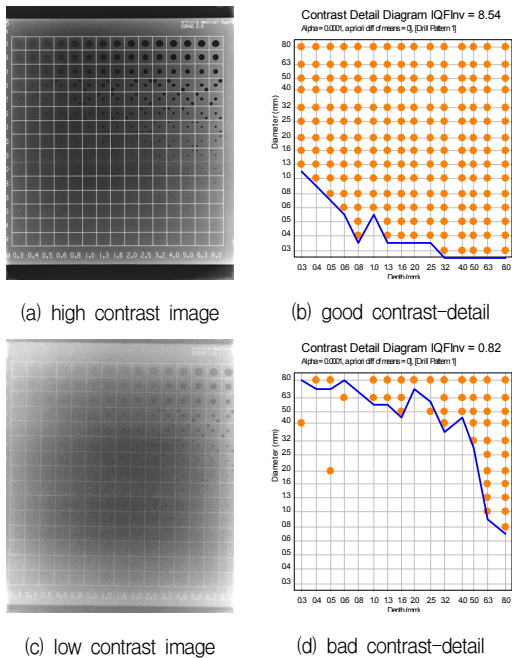


Fig. 4. Analysed CDRAD image with the Contrast Detail Diagram.

III. RESULT

1. 아크릴 두께에 따른 팬텀영상 인식률

CDRAD 팬텀을 하단에 놓고 그 위에 아크릴 팬텀의 두께를 0cm, 8 cm, 16 cm, 24 cm로 하고 그리드 없이 촬영한 영상을 CDRAD Analyser를 이용한 인식률은 각각 88.44, 69.33, 51.11, 14.22으로 나타났다. 아래 Fig. 5와 같이 비만인 인체복부에 해당하는 24 cm에서 인식률이 급격하게 나쁘게 나타났다.

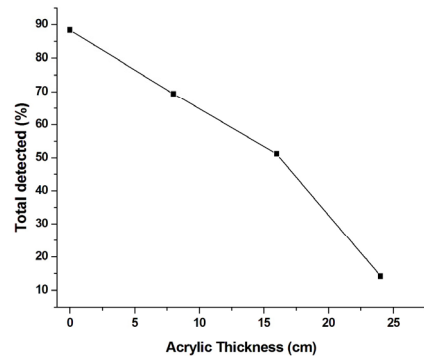


Fig. 5. Observer's Perception according to acryl thickness.

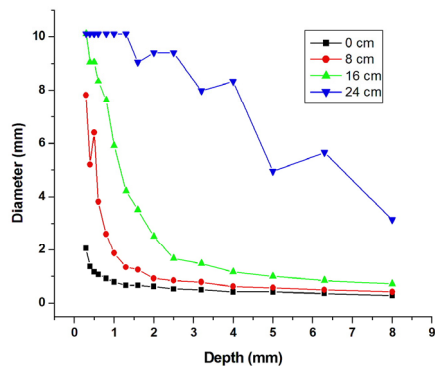


Fig. 6. Contrast-detail curve according to acryl thickness

Contrast-detail curve는 Fig. 6 그래프의 X축과 Y축의 0에 가까울수록 해상도가 좋은 영상으로 0 cm, 8 cm, 16 cm, 24 cm 순이었다. 아크릴의 두께가 두꺼워질수록

대조도 감소와 산란선의 영향으로 구분 능력이 감소함을 나타내고 비만인 인체복부에 해당하는 24 cm은 산란선을 제거하기 위한 그리드의 필요성을 나타낸다.

아래 Fig. 7은 아크릴 두께에 따른 DICOM 이미지로 두께의 증가에 따라 시각적으로 확연한 차이가 있음을 나타낸다.

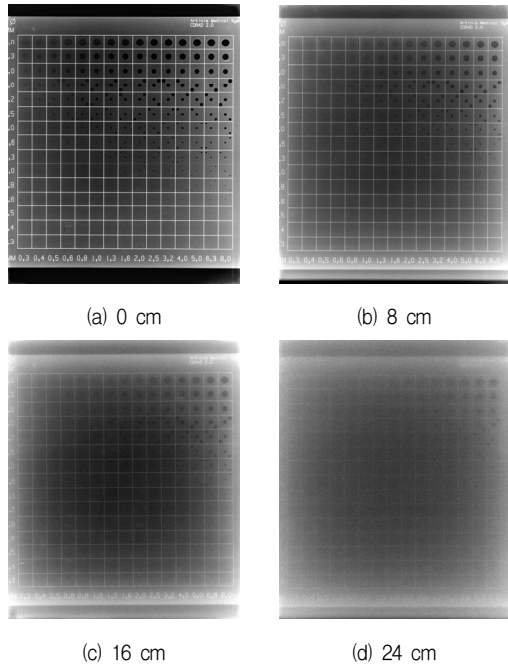


Fig. 7. DICOM images of according to acryl thickness.

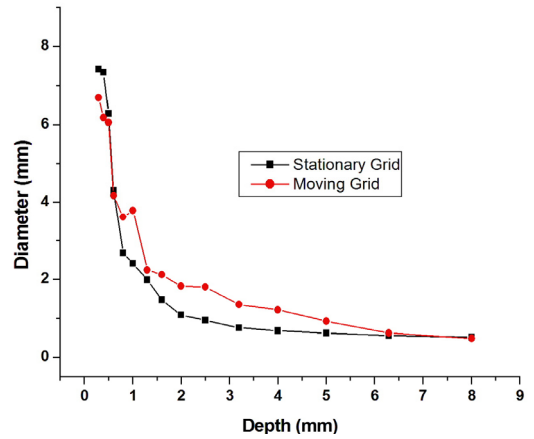
2. 이동형그리드에 따른 팬텀영상 인식률

Table 3. Observer's Perception according to a Stationary grid and a Moving grid

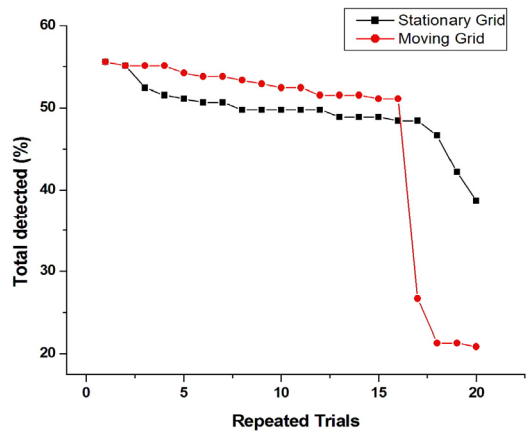
	Stationary grid(%)	Moving grid(%)
mean	49.36	47.04
standard deviation	3.76	12.69
max	55.56	55.56
min	38.67	20.89

촬영조건을 100 cm, 80 kVp, 30 mA로 CDRAD 팬텀과 아크릴 24 cm의 대상을 고정형 그리드와 이동형

그리드를 이용하여 각각 20회 촬영하였다. 그 영상을 CDRAD Analyser를 이용한 인식률은 아래 표와 같았다. 이동형 그리드보다 고정형 그리드가 인식률의 평균과 표준편차에서 더 우수하게 나타났다.



(a) Contrast-detail curve



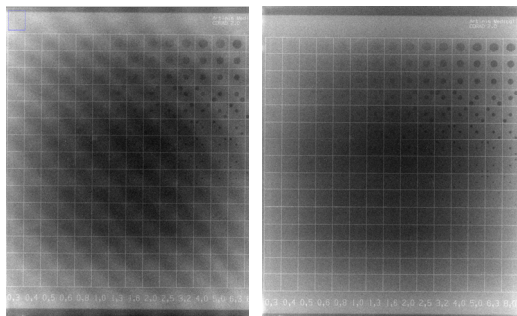
(b) Correct observation ratio

Fig. 8. Contrast-detail curve and Observer's perception according to a Stationary grid and a Moving grid.

Contrast-detail curve는 Fig. 8 그래프의 X축의 전 영역에서 Y축의 값이 0에 가까울수록 해상도가 좋은 영상으로 20회 반복 촬영한 영상의 Contrast-detail curve 평균은 Fig. 8의 (a)에서 보듯이 대부분의 영역에서 고정형 그리드가 더 우수하였다. Fig. 8의 (b)의 인식률은 20회 반복 촬영한 영상에서 인식률이 높은 순서로 배열한 것으로 16회는 고정형보다 이동형 그리드가 높았다. 4회는 고정형 그리드에서 그리드 아티팩트와 모아

레 아티팩트로 인한 영상의 질의 저하보다 이동형 그리드에서의 컷 오프 아티팩트로 인한 영상의 질의 저하가 더 크게 나타났다.

Fig. 9. 의 (a)는 고정형 그리드로 획득한 DICOM 이미지에서 모아레 아티팩트 나타났다. Fig. 9. 의 (b)의 영상은 고정형 그리드에 나타나는 모아레 아티팩트를 평균 필터와 가우시안 필터를 이용하여 제거한 영상이다.



(a) Moiré artifacts (b) Removal of Moiré artifacts

Fig. 9. Moiré pattern artifacts acquired with a low frequency, stationary grid(a). Removal of Moiré Pattern Noise in Images using Median and Gaussian Filter.

IV. DISCUSSION & CONCLUSION

다양한 대조도와 크기를 가진 CDRAD phantom을 고정형 그리드와 이동형 그리드를 이용하여 촬영한 영상을 영상의학과 의사가 판독하듯이 CDRAD Analyzer를 이용하여 정량 평가한 결과 고정형 그리드의 평균 인식률이 우수하였다. 고정형 그리드를 사용할 때 필름에서 문제가 되지 않았던 모아레 아티팩트가 CR에서 문제로 여겨졌으나 영상의 인식률에 영향을 미치지 않았다. 그리고 필름영상과는 달리 CR 영상의 모아레 아티팩트는 후처리로 저주파 성분의 제거가 가능하였다.

이동형 그리드를 사용할 때 필름에서 문제가 되지 않았던 컷오프 아티팩트로 인하여 CR 영상의 질이 저하되었다. 20회 촬영에서 4회는 미세한 영상의 구분 능력의 저하로 인하여 진단에 영향을 미칠 수 있다. 이는 그리드 이동속도와 이동거리 때문에 나타나는 것으로 X-ray 발생 시 가장자리로 그리드가 이동할 때

컷오프 아티팩트 때문이다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 부가장치가 많이 소요되어 경제성이 떨어지기 때문에 중소병원에 적용하기 힘들 것으로 생각된다.

필름을 사용할 때에 인간 시각 능력의 한계로 인하여 이동형 그리드가 해상도 좋은 영상을 제공한다고 믿어 왔다. 그러나 동일한 피폭 상황에서 CR 영상 촬영시 이동형 그리드보다 고정형 그리드를 사용하는 것이 안정적으로 해상도 높은 영상을 얻을 수 있다.

Acknowledgements

This research was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea(NRF) funded by the Ministry of Education (NRF-2011-0010310).

Reference

- [23] D.S. Kim, "Grid Angle Optimization and Grid Artifact Reduction in Digital Radiography Images Based on the Modulation Model", Journal of the Institute of Electronics and Information Engineers, Vol. 48, No. 3, pp.30-41, 2011.
- [24] S.J. Lee, H.S. Cho, S.I. Choi, H.M. Cho, J.E. Oh, S.Y. Lee, Y.O. Park and M.S. Lee, "Study on a moiré Artifact in the Use of Carbon Interspaced Antiscatter Grids for Digital Radiography", Journal of the Korean Society of Radiology, Vol. 2, No. 4, pp. 5-9, 2008.
- [25] H.K. Hyun, S.H. Park, K.Y. Kim, H.M. Cho, and H. S. Cho, "Evaluation of Contrast-detail Characteristics of an A-Se Based Digital X-ray Imaging System", Journal of the Korean Society of Radiology, Vol. 1, No. 1, pp. 11-19, 2008.
- [26] H.K. Hyun, S.H. Park, K.Y. Kim, H.M. Cho, and H. S. Cho, "Evaluation of Contrast-detail Characteristics of an A-Se Based Digital X-ray Imaging System", Journal of the Korean Society of Radiology, Vol. 1, No. 1, pp. 11-19, 2007.
- [27] J.Y. Jung, H.S. Park, H.M. Cho, C.L. Lee, S.R. Nam, Y.J. Lee and H.J. Kim, "Imaging Characteristics of Computed Radiography Systems", Korean journal of medical physics, Vol. 19, No. 1, pp. 63-72, 2008.
- [28] C.Y. Lin, W.J. Lee, S.J. Chen, C.H. Tsai, J.H. Lee, C.H. Chang and Y.T. Ching, "A Study of Grid Artifacts Formation and Elimination in Computed Radiographic Images", Journal of Digital Imaging, Vol. 19, No. 4, pp. 351-361, 2006.
- [29] J.P. Hogge, C.H. Palmer, C.C. Muller, S.T. Little, D.C. Smith,

- P.P. Fatouros and E.S. Paredes, Quality assurance in mammography: artifact analysis, *Radiographics*, Vol. 19, No. 2, pp. 503-522, 1999.
- [30] E. Norrman, M. Gårdestig, J. Persliden, H. Geijer, A clinical evaluation of the image quality computer program, CoCIQ, *Journal of Digital Imaging*, Vol. 18, No. 2, pp. 138-144, 2005.
- [31] S. Rivetti, N. Lanconelli, M. Bertolini, D. Acchiappati, A new clinical unit for digital radiography based on a thick amorphous Selenium plate: Physical and psychophysical characterization, *Medical Physics*, Vol. 38, No. 8, pp. 4480-4488, 2011.
- [32] [http://posterimg.netkey.at/esr/viewing/index.php?module=viewing_poster&doi=10.1594/ecr2013/C-1619\(2015.12.06.\)](http://posterimg.netkey.at/esr/viewing/index.php?module=viewing_poster&doi=10.1594/ecr2013/C-1619(2015.12.06.))