

<원저>

뇌 수막종 및 낭종에서 자기공명영상 펄스 시퀀스 변화에 따른 신호대잡음비의 통계적 접근

- Statistical Approach of Measurement of Signal to Noise Ratio in According to Change Pulse Sequence on Brain MRI Meningioma and Cyst Images -

¹⁾인제대학교서울백병원 영상의학과·²⁾서울아산병원 영상의학과·³⁾백석문화대학교 방사선과·
⁴⁾순천향대학교 의과학과·⁵⁾강동경희대병원 영상의학과·⁶⁾원광보건대학교 방사선과·⁷⁾신구대학교 방사선과
이을규¹⁾·최관우²⁾·정희원³⁾·장서구⁴⁾·김기원⁵⁾·손순룡⁶⁾·민정환⁷⁾·손진현⁷⁾

— 국문초록 —

본 연구는 뇌 자기공명영상에서 질환관심영역(ROI)을 설정하여 신호대잡음비(SNR)를 펄스 시퀀스 별로 분석하여 MRI CAD 개발에 필요한 기초자료를 활용하고자 하는 것이 본 연구의 목적이다. 연구대상은 2005년 1월부터 2015년 12월까지 서울소재 대학병원에서 뇌 조영자기공명영상(Brain MRI Contrast Enhancement)을 검사한 환자 117명이다. 측정이 용이한 질환 2종류 수막종(Meningioma), 낭종(Cyst)을 측정대상으로 하였고, 측정방법은 Image J 프로그램을 사용하였다. 뇌질환의 SNR값을 측정하여 SPSS Statistics21 통계프로그램으로 ANOVA 분석을 하였으며 $p < 0.05$ 에서 유의한 것으로 판단하였다. 표본의 인구사회학적 특성, 시퀀스별 SNR의 평균값, 95% 신뢰 구간 값, SNR 평균차이 값 등을 분석하였다. 각 질환의 시퀀스별 분석결과는 Meningioma: T1CE > T2 > T1, FLAIR ($p < 0.05$); Cyst: T2 > T1, T1CE > FLAIR ($p < 0.05$)였다. SNR 수치로 시퀀스들의 특징을 조합하여 질환의 특성을 파악할 수 있어 향후 자기공명영상검사의 정확성과 편의성을 제공하고, 판독보조진단 프로그램 개발의 기초자료로 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

중심 단어: 뇌 자기공명영상, 신호대잡음비, 펄스 시퀀스

1. 서 론

자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging: MRI)은 질병의 진단과 함께 민감도가 높은 검사로 활용도가 높아지고 있다. 특히 뇌출혈, 뇌경색, 뇌종양 등 뇌질환 진단에 큰 강점이 있고 최근에는 뇌의 영역별 활성화 정도를 알 수 있는 기능적 자기공명영상(Functional Magnetic Resonance Imaging: fMRI) 검사도 가능하게 되었다¹⁻⁴⁾.

현재 의료영상 분야에서는 의료영상전송시스템(Picture Archiving Communication System: PACS)을 넘어 컴퓨터보조판독장치(Computed Aided Detection: CAD)분야에 관심이 늘어나고 있다. CAD는 컴퓨터가 정량적으로 분석한 결과를 토대로 이상부위를 표시함으로써 영상판독의사의 과다한 판독 업무를 줄여줄 수 있는 보조 프로그램이다. 또한 이상이 있는 것으로 판단되는 영상에 대해서는 정량적 분석결과를 참고로 의사가 최종 진단을 내리게 하는 유용한

This study was supported by a grant (2016) from the department of Radiological Technology, The Shingu University.

*Corresponding Author : Jin-Hyun Son, Department of radiology, Shingu University, 377 Gwangmyeong-ro, Seongnam, 13174, Korea
Tel: +82-31-740-1629 / E-mail: rtsjh@shingu.ac.kr

Received 28 July 2016; Revised 17 September 2016; Accepted 20 September 2016

진단 시스템이다. 전 세계적으로 유방암과 폐암의 급증으로 이 분야의 국가 보건적 관심으로 인하여 유방CAD와 폐CAD의 연구가 활성화되고 있다. 특히 과거에는 고가로 치부되던 MRI 장비가 2000년 초부터 매년 급증하며 보급되고 있는 추세이고 전 세계적으로 뇌 연구 및 노년층의 증가에 따른 알츠하이머병과 같은 뇌 관련 질환의 관심으로 MRI 관련 CAD가 크게 활성화 될 것이다⁵⁾.

현재 영상의학과 의사는 MRI를 이용하여 뇌질환을 추적하여 정성적인 판독을 수행한다. 이때 뇌질환 영상에 대한 정량화 지표가 있다면 검사의 정확성과 편의성을 증진하고 진단의 보조적 역할에 기여할 것으로 기대된다. 따라서 역할 수행을 위하여 자기공명 영상의 CAD개발이 향후 필요할 것으로 판단된다.

본 연구에서는 뇌 자기공명영상(Brain MRI)에서 질환관심영역(Region of Interest: ROI)의 신호대잡음비(Signal to Noise Ratio: SNR)를⁶⁻⁷⁾, 펄스 시퀀스 별로 분석하여 MRI CAD 개발에 필요한 기초자료를 활용하고자 한다⁸⁻¹⁰⁾.

II. 실험방법

1. 연구대상

2005년 1월부터 2015년 12월까지 서울소재 대학병원에서 뇌의 자기공명 조영증강 검사(Brain MRI contrast enhancement)한 영상 중에서 뇌질환의 표본수가 30개 이상이고 측정이 용이한 수막종(Meningioma), 낭종(Cyst)등 2종류 검사를 수행한 환자를 대상으로 하였다. 18세 미만환자의 영상이나 질환의 크기가 작고 경계가 불분명한 질환의 영상은 제외하였다. 전체대상영상 환자의 성별은 남자 50명, 여자 67명 총 117명이고, 연령은 20세에서 93세까지이며 평균나이는 55.2세이다.

2. 자료수집

본 연구의 자료 수집을 위해 사용된 영상획득 장비로 1.5T 초전도 자기공명영상장치(Achieva, Philips Medical System)를 사용하였고 검사코일은 Brain Head 8 Channel Coil을 사용하였다. 검사 대상자의 영상은 T2, T1, FLAIR, T1CE이며, 조영제는 0.5 mmol/ml의 가돌리늄제제 MR Bester 15 ml를 주입하여 검사된 영상의 T2 weighted imaging(T2), T1, FLAIR, T1CE Dicom File을 추출하였다. 이 연구는 Brain MRI Contrast Enhancement검사한

영상 중 2종류의 뇌질환 영상을 선별하여 SNR값을 측정하는 후향적 관찰연구이다.

3. 분석방법

측정방법은 수집된 Dicom File을 Image J 프로그램을 사용하여 $10 \times 10 \text{ mm}^2$ 의 ROI를 설정하여 뇌질환의 중심부 신호강도를(LesionSI) 측정하였고(Figure 1), 영상에 근접한 대각선방향 4곳의 백그라운드 신호강도의 표준편차를(Background NoiseSD) 측정하여 평균값을 구하였다(Figure 2).

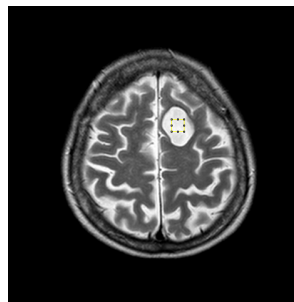


Figure 1 LesionSI of ROI of cyst T2 image

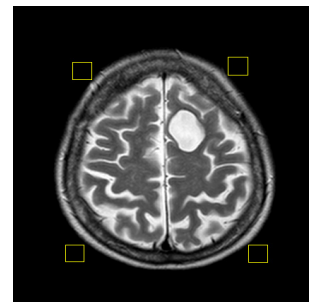


Figure 2 Backgrounding NoiseSD of ROI of cyst T2 image

SNR은 측정된 LesionSI를 Backgrounding NoiseSD로 나누어 계산하였다(Eqs.1).

$$SNR = \frac{LesionSI}{Backgrounding\ NoiseSD} \quad \cdot Eqs.1$$

측정의 정확도를 높이기 위해 상대적으로 잡음(Noise)이 많은 대각선 방향의 왜곡이 많은 부분을 측정하여 평균값을 구하였다. 자료처리 방법은 통계프로그램 SPSS Statistics21을 사용하여 다음과 같은 방법으로 분석하였다.

첫째, 대상자의 인구사회학적 특성은 전체 표본과 질환별 표본을 구분하여 빈도와 백분율을 구하였다.

둘째, 2종류 질환의 펄스 시퀀스에 따른 SNR값의 평균과 95% 신뢰구간을 비교하기 위하여 ANOVA분석을 하였고, 펄스 시퀀스별로 통계적으로 유의한 차이를 분석하기 위해 사후분석을 실시하였으며, 사후분석은 Dunnett T3 Test 분석을 이용하였다.

4. 변수 정의 및 설명

본 연구의 종속변수는 SNR값이고, 독립변수는 T2 Axial, T1 Axial, FLAIR (fluid attenuated inversion recovery) Axial, T1CE (contrast enhanced) Axial Sequence이다. 각각의 펄스 시퀀스의 파라미터인 반복시간(TR), 에코 시간(TE), 화소배열수(Matrix), 여기횟수(NEX), 절편두께(SliceThickness), 절편간격(Slice Gab), 영상영역(FOV), 검사시간(Scan Time), 숙임각(Filp Angle) 등은 모든 검사에서 동일하게 적용하였다. Brain MRI Contrast Enhancement검사 펄스 시퀀스(독립변수)별 Protocol (통제변수)수치는 (Table 1)과 같다.

1) 수막종(Meningioma)

본 연구에서 뇌 수막종에서는 경계가 뚜렷하고 균일한 신호강도를 보이는 부분을 관심영역으로 선정하였다. SNR 측정을 위한 ROI 선택이 쉽고 비교적 측정의 정확도가 높을 것이라 생각된다(Figure 3).

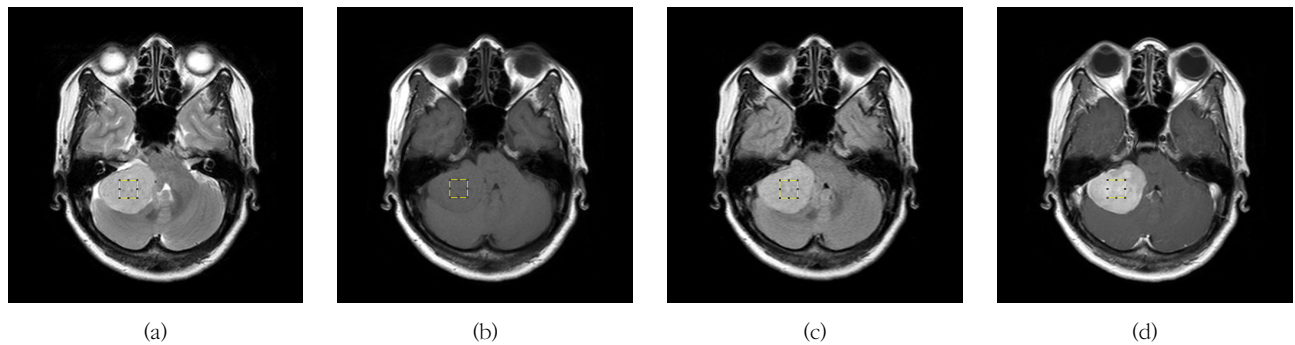


Figure 3 Meningioma images of set ROI

(a) T2-weighted images set ROI (b) T1-weighted images set ROI (c) FLAIR images set ROI (d) T1-weighted enhanced images set ROI

Table 1 Image acquisition Sequence and Protocol

| | T2 | T1 | FLAIR | T1CE |
|-----------------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| TR | 4425 ms | 628 ms | 11000 ms | 628 ms |
| TE | 100 ms | 12 ms | 140 ms | 12 ms |
| Matrix | 256 × 512 | 256 × 512 | 256 × 512 | 256 × 512 |
| NEX | 3 | 2 | 2 | 2 |
| Slice Thickness | 5 mm | 5 mm | 5 mm | 5 mm |
| Slice Gab | 1 mm | 1 mm | 1 mm | 1 mm |
| FOV | 220 | 220 | 220 | 220 |
| Scan Time | 2'03" | 3'26" | 3'40" | 3'26" |
| Filp Angle | 90° | 90° | 90° | 90° |

2) 낭종(Cyst)

본 연구에서 뇌에 발생하는 낭종 중 가장 많은 표본을 차지하는 것은 지주막낭종(Arachnoid Cyst)이었다. MRI영상 소견으로는 지주막낭종의 구성물이 뇌 척수액(CSF)이기 때문에 T2강조영상에서 뇌 척수액과 같은 강한 고 신호강도를 보이고 T1조영강조영상과 FLAIR 영상에서는 저 신호강도를 보이며 조영증강은 되지 않는다(Figure 4).

5. 연구대상자의 인구사회학적 특성

전체 연구대상자의 연령별분포는 (Table 2)와 같고, 질환별 연구대상자의 연령별분포는 (Table 3)과 같다. 전체 연구대상자는 117명이고 성별은 남자 42.7%, 여자 57.3%이며 연령대는 40대와 60대가 17.9%로 가장 많고 평균연령은 50.8±18.4세였다. 질환별 연구대상자의 연령별분포는, 수막종은 66명이고 여자가 72.7%를 차지하며 연령대는 70대가 24.2%로 가장 많고 평균연령은 63.6±15.3세였다. Cyst는 51명이고 남자가 62.7%를 차지하며 연령대는 30대가 31.4%로 가장 많고 평균연령은 44.4±17.8세였다.

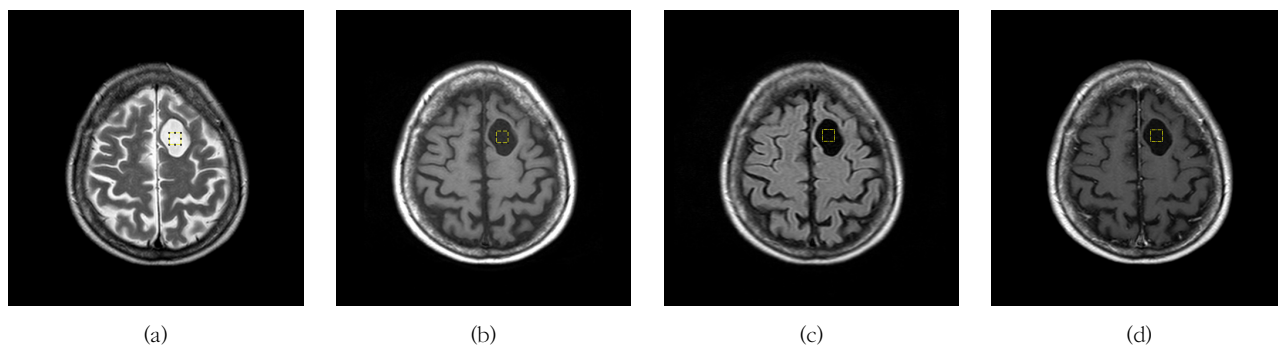


Figure 4 Cyst images of set ROI

(a) T2-weighted images set ROI (b) T1-weighted images set ROI (c) FLAIR images set ROI (d) T1-weighted enhanced images set ROI

Table 2 Socio-demographical variables

N (%)

| | | <i>N</i> (%) | <i>M</i> ± <i>SD</i> |
|-------|----|--------------|----------------------|
| Sex | M | 50(42.7) | |
| | W | 67(57.3) | |
| Age | 20 | 11(9.4) | |
| | 30 | 16(13.7) | |
| | 40 | 21(17.9) | |
| | 50 | 17(14.5) | 50.8 ± 18.4 |
| | 60 | 21(17.9) | |
| | 70 | 19(16.2) | |
| | 80 | 11(9.4) | |
| | 90 | 1(0.9) | |
| Total | | 117(100.0) | |

Table 3 Disease-specific gender and age distribution of the study subjects

N (%)

| | | Meningioa | Cyst | Total |
|----------------------|----|-----------|-----------|-------|
| Sex | M | 18(27.3) | 32(62.7) | |
| | W | 48(72.7) | 19(37.3) | |
| Age | 20 | 2(3.0) | 9(17.6) | |
| | 30 | | 16(31.4) | |
| | 40 | 11(16.7) | 10(19.6) | |
| | 50 | 13(19.7) | 4(7.8) | |
| | 60 | 15(22.7) | 6(11.8) | |
| | 70 | 16(24.2) | 3(5.9) | |
| | 80 | 8(12.1) | 3(5.9) | |
| | 90 | 1(1.5) | | |
| <i>M</i> ± <i>SD</i> | | 63.6±15.3 | 44.4±17.8 | |
| Total | | 66(100.0) | 51(100.0) | 117 |

III. 결 과

1. 펄스 시퀀스별 SNR의 평균비교

ANOVA 분석결과 질환의 펄스 시퀀스별 SNR의 평균 비교는 (Table 4)와 같다. 질환의 펄스 시퀀스별 SNR값의 평균비교는 본 논문에서 알고자 하는 핵심사항이다. 질환의 판독은 시퀀스를 비교 분석하여 밝고 어둠의 차이를 기본적으로 참고하여 이루어지기 때문이고 SNR값은 밝을수록 크고 어두울수록 작다. 통계적으로 유의한($p < .001$) 질환의 펄스 시퀀스별 SNR값의 평균을 비교하면, 수막종의 SNR은 펄스 시퀀스 별로 T1CE, T2, T1, FLAIR 순으로 높게 나타났으며, 낭종은 SNR값에서 T2, T1, T1CE, FLAIR 순으로 높은 값을 갖는 특징을 가지고 있다.

2. 펄스 시퀀스별 SNR의 95% 신뢰구간비교

SNR의 평균값으로 시퀀스들 간의 차이를 분석한다는 것은 분산에 따라 영향을 받을 수 있다. 그래서 보다 정확한

비교를 위해 범위를 넓혀 95% 신뢰구간을 비교하였다 (Table 5, Figure 5). 95% 신뢰구간에서 하한값과 상한값이 겹쳐서 존재한다는 것은 평균값의 차이가 뚜렷하지 않다는 의미이고, 겹친 부분이 존재하지 않는다는 것은 비교적 평균차이가 뚜렷하다는 의미이다. SNR 95% 신뢰구간을 살펴보면, 수막종에서 T1과 FLAIR가 겹친 부분이 존재하고, 낭종에서 T1과 T1CE가 겹친 부분이 존재한다.

3. 펄스 시퀀스별 SNR 평균차이

펄스 시퀀스별로 차이 있는 그룹을 알아보기 위해 펄스 시퀀스별 사후분석 결과값의 평균차이를 보면 (Table 6~7)과 같고, 통계적으로 유의한($p < .05$) 질환의 시퀀스를 높은 수치의 SNR을 가진 시퀀스(Standard Sequence)를 기준으로 정리해 보면, 수막종 SNR값에서는 T2가 T1이나 FLAIR보다 높고, T1CE는 T2, T1, FLAIR보다 높다. 낭종 SNR값에서는 T2가 T1, FLAIR, T1CE보다 높고, T1이 FLAIR보다 높다.

Table 4 SNR according to sequence disease

N= 117

| Lesion | Sequence (Mean ± SD) | | | | F | P |
|------------|----------------------|-------------|-------------|--------------|---------|-------|
| | T2 SNR | T1 SNR | FLAIR SNR | T1CE SNR | | |
| Meningioma | 110.09±23.77 | 97.79±21.01 | 92.61±20.31 | 263.83±89.82 | 187.81 | 0.000 |
| Cyst | 309.10±93.28 | 60.16±23.56 | 39.31±42.41 | 58.04±21.81 | 292.749 | 0.000 |

$p < .001$

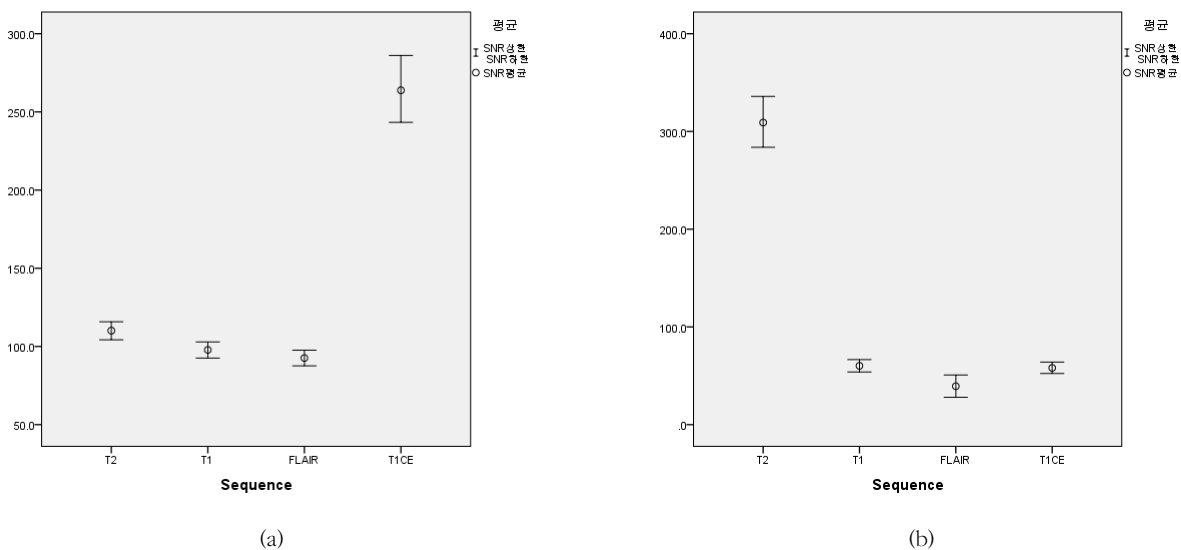


Figure 5 Comparison of 95% confidence according to SNR of sequence (a) Meningioma (b) Cyst

Table 5 95% confidence according to SNR of sequence

N= 117

| Lesion | N | Sequence | 95% Confidence Interval | |
|------------|----|----------|-------------------------|----------|
| | | | SNR Min. | SNR Max. |
| Meningioma | 66 | T2 | 104.29 | 115.78 |
| | | T1 | 92.55 | 102.92 |
| | | FLAIR | 87.57 | 97.60 |
| | | T1CE | 243.31 | 286.08 |
| Cyst | 51 | T2 | 283.77 | 335.82 |
| | | T1 | 53.90 | 66.54 |
| | | FLAIR | 27.97 | 50.75 |
| | | T1CE | 52.36 | 63.99 |

Table 6 Difference in a mean of Meningioma SNR

N= 66

| Standard Sequence(I) | Target Sequence(J) | Mean difference(I-J) | Standard error | P | 95% Confidence Interval | |
|----------------------|--------------------|----------------------|----------------|------|-------------------------|----------|
| | | | | | Min. | Max |
| T2 | T1 | 12.3033* | 3.9061 | .012 | 1.872 | 22.734 |
| | FLAIR | 17.4803* | 3.8491 | .000 | 7.200 | 27.760 |
| | T1CE | -153.7379* | 11.4378 | .000 | -184.616 | -122.860 |
| T1 | T2 | -12.3033* | 3.9061 | .012 | -22.734 | -1.872 |
| | FLAIR | 5.1770 | 3.5980 | .625 | -4.429 | 14.783 |
| | T1CE | -166.0412* | 11.3558 | .000 | -196.720 | -135.363 |
| FLAIR | T2 | -17.4803* | 3.8491 | .000 | -27.760 | -7.200 |
| | T1 | -5.1770 | 3.5980 | .625 | -14.783 | 4.429 |
| | T1CE | -171.2182* | 11.3363 | .000 | -201.849 | -140.587 |
| T1CE | T2 | 153.7379* | 11.4378 | .000 | 122.860 | 184.616 |
| | T1 | 166.0412* | 11.3558 | .000 | 135.363 | 196.720 |
| | FLAIR | 171.2182* | 11.3363 | .000 | 140.587 | 201.849 |

p < .05, Dunnett T3

Table 7 Difference in a mean of Cyst SNR

N= 51

| Standard Sequence(I) | Target Sequence(J) | Mean difference(I-J) | Standard error | P | 95% Confidence Interval | |
|----------------------|--------------------|----------------------|----------------|------|-------------------------|----------|
| | | | | | Min. | Max |
| T2 | T1 | 248.9345* | 13.4721 | .000 | 212.267 | 285.602 |
| | FLAIR | 269.7863* | 14.3487 | .000 | 230.989 | 308.584 |
| | T1CE | 251.0535* | 13.4142 | .000 | 214.524 | 287.583 |
| T1 | T2 | -248.9345* | 13.4721 | .000 | -285.602 | -212.267 |
| | FLAIR | 20.8518* | 6.7941 | .017 | 2.535 | 39.169 |
| | T1CE | 2.1190 | 4.4960 | .998 | -9.939 | 14.177 |
| FLAIR | T2 | -269.7863* | 14.3487 | .000 | -308.584 | -230.989 |
| | T1 | -20.8518* | 6.7941 | .017 | -39.169 | -2.535 |
| | T1CE | -18.7327* | 6.6786 | .038 | -36.758 | -.707 |
| T1CE | T2 | -251.0535* | 13.4142 | .000 | -287.583 | -214.524 |
| | T1 | -2.1190 | 4.4960 | .998 | -14.177 | 9.939 |
| | FLAIR | 18.7327* | 6.6786 | .038 | .707 | 36.758 |

p < .05, Dunnett T3

IV. 고찰 및 결론

본 연구는 Brain MRI contrast enhancement 검사에서 특정 뇌질환의 펄스 시퀀스별 특성을 정량적으로 파악하고자 하였다. 또한 성별로 질환을 비교하였을 때 낭종에서 남자가 많았고 수막종에서는 여성이 많았다. 연령별로 질환을 비교하였을 때 수막종은 평균 60대, 낭종은 40대였다. 이 중 특이할 만한 사항은 수막종은 여성에게 호발하는 질환이라는 것과 일치하는 결과 값으로 나타났다.

본 연구의 결과는 크게 다음과 같은 측정값으로 요약할 수 있다.

1. 시퀀스별 SNR값

수막종: T1CE > T2 > T1, FLAIR ($p < 0.05$)

낭종: T2 > T1, T1CE > FLAIR ($p < 0.05$)

본 연구에서 궁극적인 목적이 되는 질환의 펄스 시퀀스별 SNR값에서 사후분석 결과 평균차이가 유의한 시퀀스들은 부등호 표시로, 유의하지 않은 시퀀스들은 콤마로 표시하였다. 콤마로 표시된 시퀀스들은 95% 신뢰구간에서도 겹치는 부분이 존재하였다. 평균차이가 클수록 밝고 어둠의 정도가 크다는 의미이고 T1과 T1CE는 같은 종류의 펄스 시퀀스로서 조영제 사용 후 얻어지는 영상이 T1CE이다. 조영증강이 이루어지면 T1CE의 SNR값이 상승하게 되는데 위 펄스 시퀀스별 SNR결과 값에서 낭종은 T1과 T1CE의 차이가 유의하지 않아 조영증강이 되지 않음을 의미하고 수막종에서는 T1CE가 T1보다 유의하게 높아 조영증강이 이루어졌다고 해석할 수 있다.

본 연구의 제한점으로, 연구를 위한 적정 표본 수는 충족하였으나 모집단의 한계로 인하여 충분한 표본 수에는 미치지 못하였고, 연구에서 측정된 SNR의 수치가 질환을 완벽하게 감별할 수 있다고 말할 수는 없다. 이는 질환을 선택함에 있어 세부진단명까지 구분하지 못했고, 조직검사를 통한 병리학적 진단명이 아닌 영상의학 판독진명을 이용하였다는 점 등의 한계점을 가지고 있기 때문이다. 또한, SNR수치로 펄스 시퀀스들의 특징을 조합하여 질환을 구분할 수 있었다. 본 연구의 결과를 활용하여 적용한다면 자기공명영상 검사의 정확성과 편의성 향상을 위한 프로그램 개발의 자료가 되고, 나아가 MRI CAD 개발에 기초자료로 활용할 수 있을 것으로 생각한다.

결론적으로 본 연구에는 영상의학과 판독의 정성적인 판독과 비교 분석하지 못한 점, 뇌질환 종류가 다양하지 못한 점 등이 있다. 이와 같은 제한점을 보완한 후속연구의 진행으로 보다 정확하고 객관적인 정량적 수치를 확보한다면 향후 MRI검사와 판독의 정확성 및 편의성 향상에 기여할 수 있을 것이다.

REFERENCES

1. Bauer A, Stabler A, Bruning R et al: Diffusion-weighted MR imaging of bone marrow: differentiation of benign versus pathologic compression fractures. *Radiology*, 207(2), 349-356, 1998
2. DeLano MC, Cooper TG, Siebert JE et al: high-b value diffusion-weighted MR imaging of adult brain: image contrast and apparent diffusion coefficient map features. *AJNR*, 21(10), 1830-1836, 2000
3. Orel SG, Schnall MD, Li Volsi VA et al: Suspicious breast lesions: MR imaging with radiologic-pathologic correlation. *Radiology*, 190(2), 484-493, 1994
4. Sironi S, Colombo E, Villa G et al: Myometrial invasion by endometrial carcinoma: assessment with plain and gadolinium-enhanced MR imaging. *Radiology*, 185(1), 207-212, 1992
5. Gyeong-Sik Eom: Computer Aided Diagnosis, Seoul National University Medical Research Center IBMT, 2010
6. Jung-Whan Min, Ki-Won Kim, Kwang-Yuel Ryu et al: Comparison Study on CNR and SNR of Thoracic Spine Lateral Radiography. *Journal of Radiological Science and Technology*, 36(4), 280-273, 2013
7. Jung-Whan Min, Hoi-Woun Jeong, Ki-Won Kim et al: Evaluation of quantitative on T-spine exhalation technique and T-spine breathing technique of natural breathing. *Journal of the Korea Academia-Industrial Cooperation Society*, 14(9), 4429-4436, 2013
8. Kwan-Woo Choi, Soon-Yong Son, Jung-Whan Min et al: Usefulness of contrast agent involving high gadolinium content for myocardial viability assessment. *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society*, 14(3), 1294-1300, 2013
9. Hyeon-Seung Lee, Hey-Young Moon, Yong-Min Chang et al: The Effect of Coating Material of Copper-wire RF Coil on the Signal-to-Noise Ratio in MR Images. *Journal of the Korean society of magnetic resonance in medicine*, 13(2), 171-176, 2009
10. Kwan-Woo Choi, Soon-Yong Son, Jung-Whan Min et al: A study on Evaluating Validity of SNR calcu-

lation using a Conventional two region method in MR images applied a multichannel coil and parallel

imaging technique, Journal of Radiological Science and Technology, 38(4), 403-410, 2015

•Abstract

Statistical Approach of Measurement of Signal to Noise Ratio in According to Change Pulse Sequence on Brain MRI Meningioma and Cyst Images

Eul-Kyu Lee¹⁾·Kwan-Woo Choi²⁾·Hoi-Woun Jeong³⁾·Seo-Goo Jang⁴⁾·Ki-Won Kim⁵⁾·Soon-Yong Son⁶⁾
Jung-Whan Min⁷⁾·Jin-Hyun Son⁷⁾

¹⁾Department of Radiology, Inje Paik University Hospital Jeo-dong

²⁾Department of Radiology, Asan Medical Center

³⁾Department of Radiological Technology, The Baekseok Culture University

⁴⁾Department of Medical Science, The Soonchunhyang University

⁵⁾Department of Radiology, Kyung Hee University Hospital at Gang-dong

⁶⁾Department of Radiological Technology, The Wonkwang Health Science University

⁷⁾Department of Radiological Technology, The Shingu University

The purpose of this study was to needed basis of measure MRI CAD development for signal to noise ratio (SNR) by pulse sequence analysis from region of interest (ROI) in brain magnetic resonance imaging (MRI) contrast. We examined images of brain MRI contrast enhancement of 117 patients, from January 2005 to December 2015 in a University-affiliated hospital, Seoul, Korea. Diagnosed as one of two brain diseases such as meningioma and cysts SNR for each patient's image of brain MRI were calculated by using Image J. Differences of SNR among two brain diseases were tested by SPSS Statistics21 ANOVA test for there was statistical significance ($p < 0.05$). We have analysis socio-demographical variables, SNR according to sequence disease, 95% confidence according to SNR of sequence and difference in a mean of SNR. Meningioma results, with the quality of distributions in the order of T1CE, T2 and T1, FLAIR. Cysts results, with the quality of distributions in the order of T2 and T1, T1CE and FLAIR. SNR of MRI sequences of the brain would be useful to classify disease. Therefore, this study will contribute to evaluate brain diseases, and be a fundamental to enhancing the accuracy of CAD development.

Key Words: Brain magnetic resonance imaging (MRI), Signal to noise ratio (SNR), Pulse Sequence